

EINE NEUE METHODE ZUR REGISTRIERUNG
DER FETALEN BEWEGUNGSAKTIVITÄT MIT
DER ULTRASCHALL-DOPPLER-TECHNIK

TEIL 1: UNTERSUCHUNG DER BEWEGUNGS-
HÄUFIGKEIT UND DER ZEITLICHEN
DAUER VON FETALEN BEWEGUNGEN

VON

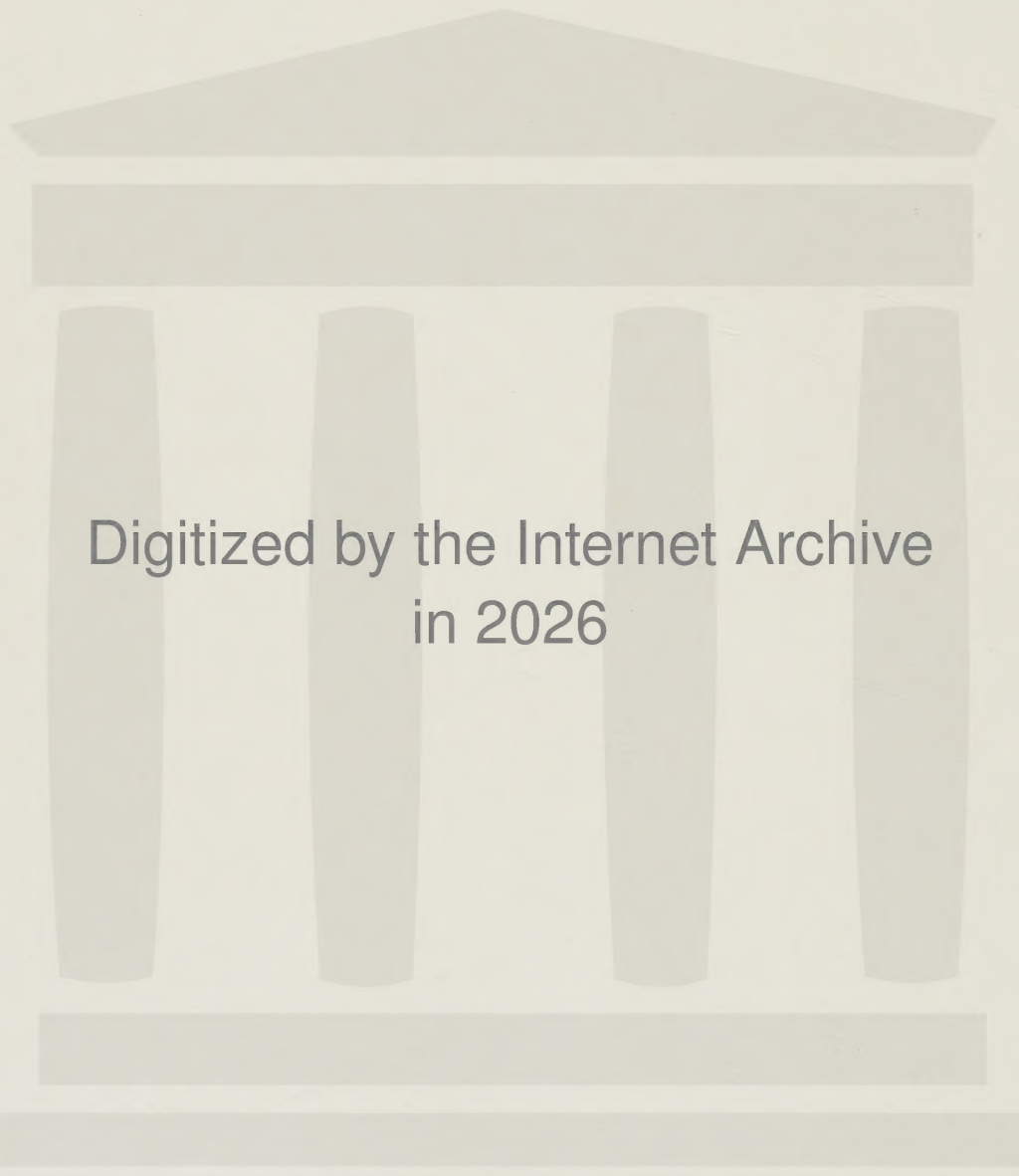
DETLEF HERBERTZ

TEIL 2: UNTERSUCHUNG DES FETALEN
BEWEGUNGSVERHALTENS DURCH
EINE FREQUENZANALYSE VON
ULTRASCHALLDOPPLERSIGNALEN

VON

KLAUSJÜRGEN RÜCKER

1980



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41550820_0022

Aus dem Zentrum für Frauenheilkunde und Geburtshilfe
der Johann Wolfgang Goethe - Universität
in Frankfurt am Main
Abteilung für Geburtshilfe
(Leiter: Prof. Dr. E. Halberstadt)
und dem
Institut für Biophysik
der Johann Wolfgang Goethe - Universität
in Frankfurt am Main
"Physik für Mediziner"

Eine neue Methode zur Registrierung der fetalen Bewegungsaktivität mit der Ultraschall-Doppler-Technik
Teil 1: Untersuchung der Bewegungshäufigkeit und der zeitlichen Dauer von fetalen Bewegungen

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin des Fachbereichs Humanmedizin der Johann Wolfgang Goethe - Universität in Frankfurt am Main

vorgelegt von

Detlef Herbertz
aus Hilden/Rheinl.

Frankfurt am Main 1980

und dem Zustand der Erhaltung des Lebens und Gesundheit
des Menschen während seiner - Existenz
in der Natur zu sein
Abbildung der Gesundheit
Lebens: Prof. Dr. E. Haeckel
und sein
Einfluss auf die Biologie
des Menschen während seiner - Existenz
in der Natur zu sein
"Physik der Medizin"

Die neue Methode der Untersuchung der festsitzenden
Organismen mit der Mikroskopie-Technik
Teil I: Untersuchung der Organismen und der
relativen Dauer und festsitzenden Organismen

Prof. Dr. E. Haeckel



Die Erhaltung des Lebens während der Existenz des Menschen
in der Natur während seiner - Existenz
in der Natur zu sein

Vorgabe von

Prof. Dr. E. Haeckel
aus Leiden/Niederl.

Leiden, den 1. März 1902

Aus dem Zentrum für Frauenheilkunde und Geburtshilfe
der Johann Wolfgang Goethe - Universität
in Frankfurt am Main

Abteilung für Geburtshilfe
(Leiter: Prof. Dr. E. Halberstadt)

und dem
Institut für Biophysik
der Johann Wolfgang Goethe - Universität
in Frankfurt am Main
"Physik für Mediziner"

Eine neue Methode zur Registrierung der fetalen Bewegungsaktivität mit der Ultraschall-Doppler-Technik

Teil 2: Untersuchung des fetalen Bewegungsverhaltens
durch eine Frequenzanalyse von Ultraschall-
dopplersignalen

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin des Fachbereichs Humanmedizin der Johann Wolfgang Goethe - Universität in Frankfurt am Main

vorgelegt von

Klausjürgen Rücker
aus Frankfurt am Main

Frankfurt am Main 1980

Aus dem Zentrum für Frauenheilkunde und Geburtshilfe
der Johann Wolfgang Goethe - Universität
in Frankfurt am Main
Abteilung für Geburtshilfe
(Leitung: Prof. Dr. E. Halberstadt)
und dem
Institut für Biophysik
der Johann Wolfgang Goethe - Universität
in Frankfurt am Main
"Physik für Mediziner"

Dekan: Professor Dr. med. H. J. Müller

Referent: Professor Dr. med. E. Halberstadt

Korreferent: Professor Dr. med. W. Mondorf

Tag der mündlichen Prüfung: 28. Januar 1980

vorgelegt von

Klausurenleiter
am Institut für Biophysik
der Johann Wolfgang Goethe - Universität
in Frankfurt am Main

Frankfurt am Main 1980

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung und Aufgabenstellung	1
2. Physikalische Gesetzmäßigkeiten	6
3. Physikalische und biologische Wirkungen	10
4. Meßmethode	
4.1 Dopplergeräte, Schallköpfe, Tonbandgeräte	17
4.2 Vergleich der Information von Dopplergerät und schnellem B - Bild	19
4.3 Meß - und Auswertungsverfahren	20
4.4 Analysator für die Zeitabstände zwischen den Bewegungen	24
4.5 Analysator für die Nullstellendurchgänge	27
5. Untersuchungskollektiv	31
6. Teil 1: Untersuchung der Bewegungshäufigkeit und zeitlichen Dauer von fetalen Bewegungen.	
6.1 Zeitliche Dauer von fetalen Bewegungen und Artefakten	33
6.2 Untersuchung der fetalen Bewegungsaktivi- tät mit Hilfe der Zeitabstände zwischen den Bewegungen	40
6.3 Diskussion und Zusammenfassung	44

	Seite
7. Teil 2: Untersuchung des fetalen Bewegungs- verhaltens durch eine Frequenzanalyse von Ultraschall-dopplersignalen	
7.1 Methode der Auswertung	51
7.2 Phantomversuch	52
7.3 Häufigkeitsverteilungen von mittleren Frequenzen	57
7.4 Abhängigkeit von Frequenzverteilungen und Bewegungshäufigkeit	59
7.5 Dauer der Bewegungen	64
7.6 Vergleich von Schwangerschaften der 13. - 14. mit Schwangerschaften der 18. - 20. Schwangerschaftswoche	68
7.7 Zusammenfassung und Diskussion	71
8. Zusammenfassung aller Ergebnisse	75
9. Literaturverzeichnis	77
10. Anhang	83

1. Einleitung und Aufgabenstellung.

Schon seit längerer Zeit stellt man sich die Frage nach fetaler Bewegungsaktivität in der Frühschwangerschaft.

Bereits 1885 entdeckte PREYER /1/ an einem Abortfeten im Gestationsalter von vier Monaten zuckende Bewegungen. Diese und weitere Beobachtungen führten zu der Schlußfolgerung, daß fetale Bewegungen schon vor der subjektiven Wahrnehmung durch die Schwangere, das heißt vor der 17. - 18. Schwangerschaftswoche vorhanden sein müssen.

Weiter erkannte man, daß fetale Bewegungen und damit fetales Leben weiterbestehen können, auch wenn die Sauerstoffzufuhr durch die Nabelschnur nicht mehr gegeben ist.

Desweiteren machte man schon damals die Erfahrung, daß die fetale Bewegungsaktivität von äußeren Faktoren, wie Temperatur, äußere Berührungsreize, plötzlicher Blutverlust der Mutter usw. abhängig zu sein scheinen.

YANASE /2/ beobachtete 1907 beispielsweise Bewegungen an Abortfeten im Gestationsalter von dreieinhalb Monaten, die bei Unterkühlung abnahmen.

Im Verlauf der nächsten Jahre wurden durch verschiedene Nachweisverfahren weitere Beweise für Fetalbewegungen in der Frühschwangerschaft erbracht.

SZENDI /3/ konnte 1940 im Verlaufe röntgenologischer Amniographien Lageveränderungen der Feten in der Frühschwangerschaft feststellen.

BAUTZMANN /4/ machte 1956 in seiner Studie über Embryokinese und Fruchthüllenmotorik rhythmische Uteruskontraktionen für den fetalen Lagewechsel verantwortlich.

Alle bisher erwähnten Phänomene wurden von Physiologen durch "in vitro" Beobachtungen bestätigt. Zu erwähnen seien hier die Arbeiten von MINKOWSKI /9/, HOOKER /5/,

HUMPHREY /6;7/ und BARCROFT /8/.

HOOKER gelang es 1952 in standardisierten Stimulationsversuchen erste Reflexe bei einem siebeneinhalb Wochen alten Feten auszulösen. Aufgrund anatomischer Studien ist die funktionelle Reife neuromuskulärer Reflexe ab der achten Schwangerschaftswoche zu erwarten (PATTEN /10/).

Bei der Analyse der Bewegungsqualitäten wurden langsame unregelmäßige Bewegungen beschrieben, die auf taktile Reize heftiger wurden /9/. Aber auch rhythmische Spontanbewegungen wurden gesehen /8/. Alle Untersucher berichten übereinstimmend von stereotypen generalisierten Bewegungsmustern, die mit zunehmendem Gestationsalter komplizierter werden.

Auch mit Hilfe der Ultraschalltechnik wurden fetale Bewegungen beobachtet /11;12;13;14/.

Das Prinzip der Ultraschallortung ist aus der Natur bekannt. Als Beispiel seien die Fledermäuse genannt, die sich durch die Echos kurzer im Ultraschallbereich liegender Schreie im Raum orientieren.

Heute wird der Ultraschall vielfältig eingesetzt; beispielsweise als Echolot in der Schifffahrt und in der Metallindustrie zur Materialprüfung hinsichtlich von Einschlüssen und Rissen und zur Dickenmessung.

In der Medizin kam der Ultraschall zunächst als Therapeutikum zur Anwendung. In der Zeit zwischen 1949 und 1955 war die Ultraschalltherapie sehr beliebt, wurde jedoch in Wirkung und Nebenwirkung überschätzt.

In den letzten zwanzig Jahren setzte sich der Ultraschall immer mehr als diagnostisches Hilfsmittel durch; so wird er zum Beispiel in der Neurologie zum Aufspüren von Tumoren und Blutungen im Gehirn eingesetzt, in der Kardiologie, um Bewegungen von Herzklappen zu bestimmen, in der Angiologie zur Strömungsmessung im Gefäß, in der

Gastroenterologie zur Oberbauchdiagnostik und nicht zuletzt in der Gynäkologie zur Tumordiagnostik und zur Schwangerenüberwachung.

Untersuchungen fetaler Bewegungen in der Frühschwangerschaft wurden bisher nur als Lebenszeichen gewertet. Erst REINOLD unternahm 1971 den Versuch, dieses Bewegungsverhalten näher zu beschreiben /15; 16; 17; 18; 19; 20; 21/. Seine Untersuchungsmethode mit der direkten Beobachtung des schnellen B - Bildes hat jedoch einige Nachteile:

1. Die Beobachtung ist jeweils nur in einer Schnittebene möglich. Die dritte Dimension im möglichen Bewegungsraum des Feten läßt sich direkt nicht erfassen.
2. Die Beobachtung, Klassifizierung und Zählung der Bewegungen ist subjektiv und hängt ganz wesentlich von der Erfahrung und der technischen Fertigkeit des Untersuchers ab.
3. Die Beobachtung ist nur über einen relativ kurzen Zeitraum möglich.

Um die Nachteile der subjektiven Klassifizierung und Zählung durch eine objektive quantitative Charakterisierung der Einzelbewegung zu ersetzen, ging die Gruppe um HALLER /22; 23; 24/ dazu über, die Schnittbildaufzeichnung vom Bildschirm auf Videoband zu speichern und anschließend in Zeitlupe gegen Zeitmarke die Bewegungen einzeln auszuwerten.

Auch bei dieser Methode wurde der Beobachtungszeitraum auf fünf Minuten beschränkt und ein zweidimensionaler Vorgang eindimensional verfolgt; hinzu kommt ein hoher technischer und personeller Aufwand.

Eine dritte Methode hat SCHILLINGER angegeben /25; 26; 27/. Mit dem M - mode Verfahren (time-motion Technik) werden fetale Bewegungen in ihrer eindimensionalen Lageverschiebung aufgezeichnet. Diese Methode erlaubt

ebenfalls nur eine Aussage über einen sehr kurzen Zeitraum (Untersuchungszeit je Einzelmessung: 10,5 s). Beobachtungen über einen längeren Zeitraum sind auf Grund der technischen Voraussetzungen nicht möglich.

In dieser Situation bot sich das Dopplersignal für die Registrierung der fetalen Bewegungen geradezu an.

Die akustischen Phänomene, die durch Fetalbewegungen verursacht werden, sind allgemein bekannt, werden aber meistens nur als Störgeräusche bei der Suche nach der kindlichen Herzaktion betrachtet.

Prinzipiell scheint das Dopplersignal geeignet, einige Nachteile der bisherigen Methoden zu vermeiden:

1. Während beim A - mode die dreidimensionale Bewegung auf eine Dimension und beim B - mode auf zwei Dimensionen projiziert wird, werden mit dieser Methode, bei Verwendung eines Breitstrahlerschallkopfes, Anteile aller Bewegungen innerhalb eines Raumwinkelkegels erfaßt. Darüberhinaus wird in der Literatur die Existenz von Mehrfachechos diskutiert. Somit wird die dritte Dimension wenigstens teilweise erfaßt.
2. Der Ultraschallwandler kann auf der Bauchdecke der Patientin fixiert werden und die Signalaufnahme über lange Zeit automatisch erfolgen.
3. Aufnahme und Speicherung der Dopplersignale können auf handelsüblichen Kassetten- bzw. Tonbandgeräten erfolgen.
4. Eine automatische Auswertung vom Tonträger ist verhältnismäßig leicht realisierbar.

Folgende Parameter können mit Hilfe des Dopplersignals erfaßt werden:

- Bewegungshäufigkeit
- Bewegungsdauer
- Dauer des Intervalls zwischen zwei Bewegungen
- Geschwindigkeits - Zeit - Abhängigkeit der Bewegung.

Da die Dopplerregistrierung über sehr lange Zeit durchgeführt werden kann, eignet sie sich besonders für Langzeituntersuchungen zur Klärung weitgehend offener Fragen wie zum Beispiel:

- Wechseln mehr oder minder aktive Phasen einander ab?
- Gibt es einen Tag - Nacht - Rhythmus?
- Wie ändert sich das Bewegungsverhalten unter verschiedenen Medikamenten?
- Hat das mütterliche Verhalten - zum Beispiel im Schlaf - einen Einfluß auf die Fetalbewegungen?
- Gibt es bereits ein individuelles Bewegungsverhalten des Feten?

Ziel dieser Arbeit ist es, die grundsätzlichen Möglichkeiten der Ultraschall - Doppler - Technik zu testen, Erfahrungen mit der Methode zu sammeln und erste Ergebnisse zur Beantwortung der genannten Fragestellungen zu finden.

2. Physikalische Gesetzmäßigkeiten.

Um die Grundlagen der Ultraschalldiagnostik zu verstehen, bedarf es einiger weniger physikalischer Grundbegriffe.

Als Ultraschall werden Schallwellen mit einer Frequenz größer als $f = 20$ kHz bezeichnet. Sie liegen außerhalb des menschlichen Hörbereichs. Die in der Medizin üblichen Frequenzen liegen zwischen $f = 1$ MHz und $f = 15$ MHz. Die Ausbreitung des Ultraschalls erfolgt in Form von Longitudinalwellen und ist an Materie gebunden. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit in verschiedenen Stoffen (Gewebe des menschlichen Körpers) hängt von deren Dichte und Elastizität ab.

Die Schallwellengeschwindigkeit c , die Wellenlänge λ und die Schwingungsfrequenz f stehen in folgender Beziehung:

$$c = f \cdot \lambda \quad (2.1)$$

An Grenzflächen mit unterschiedlichen akustischen Eigenschaften wird der Ultraschall teils gebrochen, teils reflektiert. Dabei gelten die aus der Optik bekannten Gesetze über Beugung und Reflexion.

Das Verhältnis der reflektierten zur einfallenden Energie wird als Reflexionsfaktor R bezeichnet.

Für die quantitative Beschreibung von Reflexion und Brechung ist die akustische Impedanz der aneinandergrenzenden Medien maßgebend.

Unter Schallimpedanz (Schallwiderstand) eines Mediums versteht man das Produkt der Dichte ρ und der Schallgeschwindigkeit c des betreffenden Stoffes:

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.2)$$

An der Grenze Wasser - Luft beträgt der Reflexionsfaktor R 99,9%; das heißt, daß praktisch eine

vollständige Reflexion des Schalls auftritt.

Beim Durchgang des Schalls durch Gewebe und Flüssigkeiten tritt ein Schallverlust durch Absorption auf.

Die Absorptionskurve entspricht in ihrem Verlauf einer Exponentialfunktion. Die Schallabsorption ist frequenzabhängig und steigt in menschlichen Geweben linear mit der Frequenz an.

Zur Ultraschallerzeugung bedient man sich in der Medizin des piezoelektrischen Effekts keramischer Körper.

Das heißt: Legt man an ein Keramikplättchen eine elektrische Spannung an, so ändert das Plättchen seine Dicke. Bei einer Wechselspannung erfolgt die Dickenänderung in der Frequenz der Wechselspannung. Durch die so erzeugten Schwingungen werden Schallwellen definierter Frequenz angeregt.

Dieser Effekt ist umkehrbar:

Trifft eine Schallwelle, zum Beispiel eine reflektierte Welle, auf einen Empfänger, so wird dieser zu Schwingungen angeregt und an den Elektroden entsteht eine Wechselspannung mit einer der Schallwelle entsprechenden Frequenz. Diese kann verstärkt und als Signal weiterverarbeitet werden.

Ultraschallgeräte unterscheidet man grundsätzlich nach dem Impuls - Echo - Verfahren und dem Dopplerverfahren. Zum ersteren gehören das A - Bild mit eindimensionaler Darstellung (eventuell mit zusätzlichem time-motion-Betrieb, M - mode), das B - Bild, das schnelle B - Bild, sowie das C - Bild mit zweidimensionaler Darstellung. Weitere Informationen entnehme man GERSTNER /29/, HOLLÄNDER /28/, KRAUSE-SOLDNER /30/.

Das Doppler - Verfahren beruht auf dem Doppler - Effekt, benannt nach dem österreichischen Physiker CHRISTIAN DOPPLER (1803 - 1853).

Der Dopplereffekt beschreibt die Veränderung der Frequenz f einer von einem Empfänger registrierten Welle, wenn zwischen dem Sender und dem Empfänger eine relative Geschwindigkeit v besteht. Eine Frequenzverschiebung f_D (f_D = Dopplerfrequenz) tritt unabhängig davon auf, ob sich der Sender oder der Empfänger bewegt; der Wert von f_D ist allerdings bei einer exakten Betrachtung davon abhängig.

Für die in dieser Arbeit betrachteten Geschwindigkeiten v gilt jedoch, daß diese sehr viel kleiner als die Schallgeschwindigkeit c sind ($v \ll c$) und damit f_D als unabhängig von dem angeführten Unterschied gesetzt werden kann.

Bei der Ultraschall - Doppler - Technik in der pränatalen Diagnostik bleibt der Sender örtlich festgehalten. Die abgestrahlte Welle wird an Grenzflächen zwischen Medien unterschiedlicher akustischer Impedanz teilweise reflektiert. Bewegt sich eine solche Grenzfläche, zum Beispiel die des fetalen Körpers zum Fruchtwasser, so erfolgt eine Frequenzverschiebung auf Grund des Dopplereffektes.

Die Grenzfläche selber kann als Empfänger und gleichzeitig als Sender aufgefaßt werden. Durch ihre Bewegung erfolgt also eine zweifache Frequenzverschiebung.

Die reflektierte frequenzverschobene Welle wird anschließend wieder von dem nun als Empfänger wirkendem primären Sender registriert. Die resultierende Frequenzverschiebung f_D beträgt dann:

$$f_D = 2 \frac{v}{c} \cdot f \quad (2.3)$$

Einschränkend muß noch angeführt werden, daß in der Gleichung (2.3) für die Geschwindigkeit v nur deren Komponente in Richtung des Schallstrahls berücksichtigt wurde.

Im Empfangsgerät überlagern sich die ausgestrahlte Welle und die empfangene frequenzverschobene Welle. Die Überlagerung führt zu einer Schwebung (Abb. 2.1).

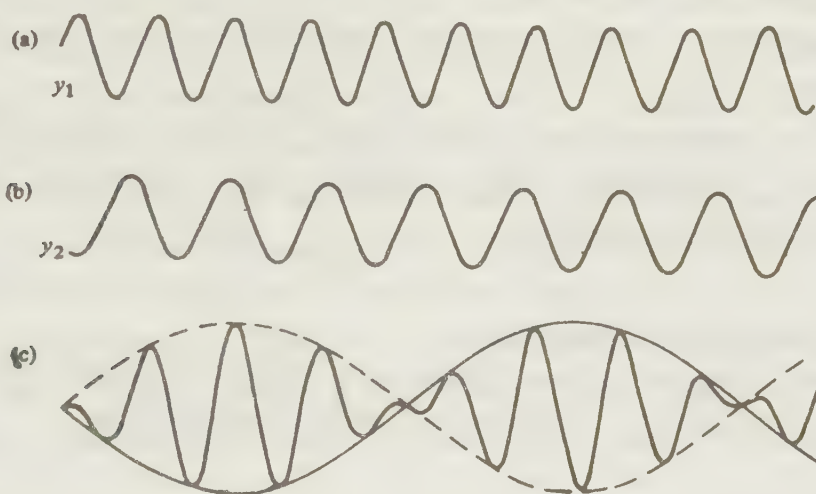


Abb. 2.1: Darstellung eines Schwebungssignals.
(a) stellt die ursprüngliche Welle y_1 dar;
(b) zeigt die reflektierte Welle mit veränderter Frequenz;
(c) stellt die entstandene Schwebung dar.

Durch Amplitudendemodulation dieses Schwebungssignals im "Dopplergerät" wird aus der Schwebungsfrequenz ein Signal erhalten, dessen Frequenz der Dopplerfrequenz f_D entspricht. Mit der angeführten Gleichung (2.3) kann also aus der Schwebungsfrequenz bzw. der Dopplerfrequenz auf den zeitlichen Verlauf der Geschwindigkeit der Grenzfläche geschlossen werden.

3. Physikalische und biologische Wirkungen.

Da die Diskussion über die Schädlichkeit von Ultraschall weiterhin anhält, muß im Rahmen dieser Arbeit darauf eingegangen werden, in wieweit eine Gefahr für die Probandinnen bzw. für den Feten durch die Einwirkung des Ultraschalls besteht.

Eine kurze Zusammenfassung der Grundlagen und ein Einblick in die neuere Literatur über Wirkung und Nebenwirkung der Ultraschallanwendung wird im Folgenden gegeben.

Ausführliche Darstellungen sind mit den Übersichtsarbeiten von HOLLÄNDER /28/, REINOLD /21/, TAYLOR /31/ und HILL /49/ erschienen.

Mechanische Wirkungen.

Bei den mechanischen Wirkungen unterscheidet man "Mikromassage", Kavitation und Wärmewirkung.

"Mikromassage":

Schwingungen, die ein Materieteilchen durchführt, werden - neben der Frequenz - durch die maximale Auslenkung beschrieben. Das Produkt aus Frequenz und maximaler Auslenkung ergibt die "maximale Schallschnelle", das heißt, die maximale Geschwindigkeit der schwingenden Materieteilchen.

Nach SUNDEN /32/ besitzt ein Teilchen bei einer Frequenz von 1 MHz und einer Ultraschallintensität von 6 W cm^{-2} die maximale Schallschnelle von $22,4 \text{ cm s}^{-1}$. Bei der Schalleinwirkung treten Druck- und Zugkräfte zwischen den beschleunigten Teilchen auf, die durch den der Schallschnelle proportionalen Schallwechseldruck beschrieben werden. Diese Kräfte - während einer Halbschwingung wechselt der Druck im angeführten Beispiel von +3,7 atm auf -3,7 atm /32/ - können molekulare Strukturen sprengen.

Im diagnostischen Schallbereich - 1 mW cm^{-2} und 2 MHz - beträgt der Druckwechsel etwa $\pm 45 \text{ mm Hg}$ /32/. Er liegt damit in einem Bereich, der von biologischen Geweben durchaus ohne Schaden ertragen werden kann.

Kavitation:

Unter Kavitation versteht man die Bildung kleiner Hohlräume (Gasblasen) in Flüssigkeiten. Diese Gasblasen können sich unter anderem bilden, wenn der durch die Ultraschallschwingungen erzeugte Unterdruck in die Größenordnung des Dampfdruckes der in der Flüssigkeit gelösten Gase kommt. Unter normalem Atmosphärendruck bei Schallintensitäten von 300 mW cm^{-2} und einer Frequenz von 1 MHz kann man dieses Phänomen in Wasser erreichen /32/.

Es erscheint jedoch nicht wahrscheinlich, daß bei gleicher Intensität in Geweben ebenfalls Kavitation auftritt, weil Gewebe eine größere Viskosität besitzen und der Grenzschallwechseldruck für Kavitation mit dieser zunimmt /36/.

Da es "in vivo" keine geeignete Meßmethode gibt, kann man die zur Kavitation führenden Schallintensitäten für menschliches Gewebe nur schätzen. TAYLOR /31/ schätzt, daß etwa $1 - 2 \text{ W cm}^{-2}$ bis hin zu 1500 W cm^{-2} dazu nötig wären. Nach HILL /33/ müßten 1000 W cm^{-2} über einen Zeitraum von $0,1 \text{ ms}$ Zerstörungen durch Kavitation hervorrufen.

Wärmewirkung:

Teile der kinetischen Energie der schwingenden Materieteilchen wird durch innere Reibung in Wärme umgewandelt. Der Grad der Gewebserwärmung ist abhängig vom Absorptionskoeffizienten und der Wärmeleitfähigkeit des Gewebes. Zudem spielt der Blutdurchfluß eines Organs eine Rolle in Bezug auf den Wärmetransport.

Genauer ausgedrückt heißt das: Oberflächliche Schichten werden stärker erwärmt als tiefe und mit der Frequenz des Ultraschalls wird die Wärmewirkung größer.

Bei therapeutischen Dosen von 4 W cm^{-2} und einer Frequenz von 800 kHz kann eine Gewebserwärmung von $2,7^{\circ}\text{C}$ in einer Tiefe von 3 cm bzw. von $5,7^{\circ}\text{C}$ in 0,2 cm Tiefe erreicht werden /28/.

Für den Bereich diagnostischer Schallintensitäten ist also nur ein Bruchteil an Wärmewirkung zu erwarten.

Biochemische Wirkungen.

Unter Ultraschalleinfluß können chemische Reaktionen insbesondere Oxidations - und Reduktionsvorgänge verstärkt bzw. erzwungen werden /34/. Es konnte bis heute noch nicht eindeutig geklärt werden, ob dies nicht nur als eine Folge mechanischer oder thermischer Einwirkung aufzufassen ist. Ein Hinweis dafür wäre, daß häufig das Auftreten von Kavitation Voraussetzung für den Ablauf chemischer Reaktionen ist.

Eine kolloidchemische Wirkung, das heißt, eine Aufspaltung von Proteinen und Depolimerisation von Polisacchariden auf Grund einer hohen Ultraschalldosierung ist nachgewiesen /28;36/.

Im Bereich diagnostischer Dosen konnten bisher keine signifikanten Alterationen festgestellt werden /35/.

Genetische Gefährdung.

Da sich die genetische Gefährdung als die zentrale Frage bei allen Untersuchungen in Bezug auf die Schädlichkeit von Ultraschall stellt, wird hier gesondert darauf eingegangen.

Im Mittelpunkt steht die Veröffentlichung von LOCH /37/. Daraus wurde die tabellarische Aufstellung (Tab. 3.1) verschiedener Untersuchungsvorhaben übernommen und mit den Ergebnissen neuerer Untersuchungen erweitert (Tab. 3.2). Es wurde nur eine Untersuchung mit therapeutischen Dosierungen in die Tabelle aufgenommen und nur solche Arbeiten berücksichtigt, die im diagnostischen Intensitäts - bzw. Frequenzbereich liegen.

Intensität	Frequenz	Dauer des Schall- einflusses	Ergebnis Schädigung	Gewebe	Impuls/ Dauer- schall	Autor	Bemerkungen
W / cm^2	MHz	min	+ja -nein				
3	0,81	10	-	Vollblut		FISHER et al 1967	Untersucht wurde die Auswirkung auf Chromosomen.
0,02 - 0,03	6	15-1080	-	Lymphozyten		BERNSTINE 1969	
0,017- 0,008	2,25	60- 120	(+) -	Leukozyten	Dauer	MACINTOSH + DAVEY 1970	Die Untersuchung wurde 1975 wiederholt. Da hohe Aberrationsraten nicht wieder auf- trate, wird ein unbekannter Fehler für die ersten Ergebnisse verantwortlich gemacht.
1 - 2	2,2	600	+	Lymphozytenkultur		SERR et al 1970	
0,025- 0,03	2	240- 780	-	Lymphozyten		BOYD 1971	
0,002- 0,01	2,1	5-1440	-	Vollblut		ROTT et al 1971	
0,02 - 0,008	1,5 -2	60- 600	-	Nabelschnurblut + mütterl. Blut		ABDULLA et al 1971	
therapeutische Dosierung							
3	0,81	10	-	Vollblut (Nabelschnur)	Dauer	SERR 1971	
0,002	2	60	-	Vollblut		KUNZE-MÜHL 1972	

Intensität	Frequenz	Dauer des Schall- einflusses	Ergebnis Schädigung	Gewebe	Impuls/ Dauer- schall	Autor	Bemerkungen
1 / cm ²	MHz	min	+ja -nein				
--0,2	2	5-1440	-	menschl. Venenblut + Lympho. in Teilung	Dauer	(39)	Keine numerischen + strukturellen Aberationen, Zellteilungsaktivität unbeeinflusst.
35	0,87	5-1440	-	"	"	"	"
0,02	2	60- 540	-	"	Impuls	"	"
0,03	2,25	4320-5400	-	Nabelschnurblut + Lymphozyten	Impuls	(38)	Es traten geringe Zerstörungen auf, es bestand aber keine Signifikanz zum Kontrollkollektiv.
0,6	1,5	15	-	Mäusegonaden	Dauer	(42)	Kein Anhalt für Translokation und Chromosomenlücken keine Verminderung der Spermienzahl oder des Testesgewichtes als Hinweis für dominant letale Mutationen oder Sterilität.
0,6	1,5	15	-	"	Impuls	"	"
0,9	1,5	15	-	"	"	"	"
		5	-	Rattenhoden	Dauer	(43)	10 Tage unfruchtbar, keine Strukturveränderungen
		10	-	"	"	"	150 Tage unfruchtbar, wahrscheinlich Wärme- wirkung, da die intratestikuläre Temperatur auf 39° C anstieg, keine Strukturveränderungen.
0,1	2	120	-	Rattenhirn	Impuls	(47)	Keine Schädigung der Blut-Hirnschranke, keine Liquor- und Elektrolytveränderungen, einzelne mikroskopisch sichtbare Veränderungen könnten auch vorher bestanden haben.
0,05	2	120	-	"	"	"	"
0,06	2,2	5	-	Rattenleber	Dauer	(45)	Keine verminderte Mitoserate.
	2,2	1	-	"	"	"	"
0,02	1	verschieden	-	DNA von Kalbsthymus	Dauer	(40)	Kein Effekt nachweisbar.
2	1	"	+	"	"	"	Elektronenoptische Untersuchung, alle DNA-Moleküle zerstört.
		"	+	"	"	"	"
5		"	+	"	"	"	"
0,04	1	10	+	DNA-Helo Zellen	Impuls	(41)	Hemmung der Synthese.
0,04	2,25	300	+/-	Mäuse	Dauer	(48)	Alle beschallten A/HsUK- Mäuse zeigten deutlich mehr Mißbildungen als unbeschallte, auf DHS- Mäuse traf dies nicht zu.
	1	5- 15	+	quergestr. Muskulat.	Dauer	(44)	Zellkerngröße als Maß für Schädigung.
	1	5- 15	+	"	"	"	"
	1,9		+	Rattenleber	Dauer	(46)	Signifikante Reduktion der Mitoserate.

Aus den Tabellen geht hervor, daß nur einer der Autoren unerwünschte Nebenwirkungen beobachtet hatte, wenn nur ein Grenzwert der Intensität von $0,02 \text{ W cm}^{-2}$ eingehalten wurde. Nur in zwei Arbeiten wurden Veränderungen bei Intensitäten von weniger als 1 W cm^{-2} beschrieben.

HILL /49/ stellt als Grenze möglicher biologischer Signifikanz folgende Graphik dar (Abb. 3.1). (Die amerikanische FOOD AND DRUG ASC hat diese Darstellung als Grundlage für Grenzwertbestimmungen von möglichen Schallschäden empfohlen).

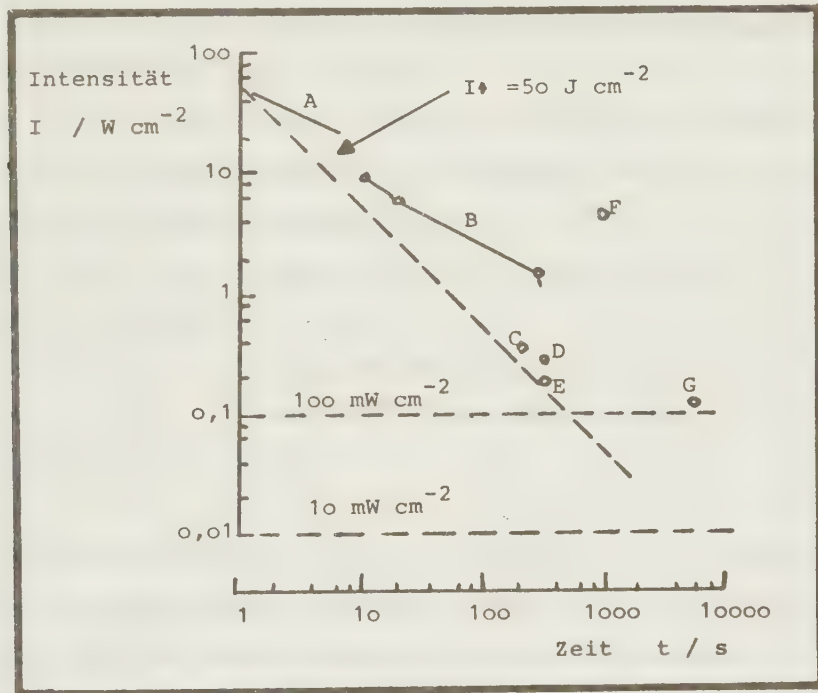


Abb. 3.1 : Grenzlinien möglicher biologischer Schallschäden; aus /49/.

Die Gerade " 100 mW cm^{-2} ", die nur durch Untersuchung G repräsentiert wird, stellt einen Schätzwert dar, der abgeleitet und nicht gemessen wurde. Insofern ist diese Gerade kritisch zu betrachten.

Neuere "in vitro" Arbeiten zeigen bei Intensitäten von 25 mW cm^{-2} Aggregations - und Adhäsionsänderungen von beschallten Zellen /50/ und in einer Arbeit werden DNA - Veränderungen bei einer Intensität von 11 mW cm^{-2} beschrieben /51/.

Die Diskussion um Nebenwirkungen kann nach wie vor nicht als abgeschlossen angesehen werden.

Vergleicht man die zu dieser Arbeit verwendete Schallintensität von kleiner als 3 mW cm^{-2} und die Dauer der Beschallung mit den in der Abbildung dargestellten Schwellenwerten, so liegen die Untersuchungen immer außerhalb der Gefahrenzone.

4. Meßmethode.

4.1 Dopplergeräte, Schallköpfe, Tonbandgeräte.

Im Rahmen dieser Arbeit sollte eine Methode entwickelt werden, mit der es möglich ist, das fetale Bewegungsverhalten über längere Zeit zu beobachten und zu beurteilen.

Um fetale Bewegungssignale zu erhalten benutzten wir die Ultraschall - Doppler - Methode , wie sie auch zum Aufspüren intrauteriner Herzaktion in Gebrauch ist.

Im Laufe der Untersuchungen verwendeten wir die folgenden Dopplergeräte und Schallköpfe:

- Modell 8026 A der Firma HEWLETT PACKARD in Verbindung mit den HEWLETT PACKARD Schallköpfen 15153 A (normal) und 15155 A (Breitstrahler).
- Modell D 205 der Firma SONICAID zusammen mit dem SONICAID Schallkopf 173/2.
- Ein im Institut für Biophysik der Universität Frankfurt gebautes Gerät zusammen mit dem Schallkopf 15155 A der Firma HEWLETT PACKARD.

Da die handelsüblichen Dopplergeräte keine originalgetreue Signalübertragung liefern (s. Kap. 7.2) war es nötig, ein Gerät ohne Frequenzfilter zu bauen.

Der verwendete Breitstrahlerschallkopf hat folgenden Aufbau:

Acht Ultraschallwandler sind kreisförmig angeordnet.

Der Durchmesser dieses Kreises beträgt fünf Zentimeter.

Je vier Ultraschallwandler werden als Sender und Empfänger geschaltet. Die einzelnen Wandler haben einen Durchmesser von einem Zentimeter (Abb. 4.1).

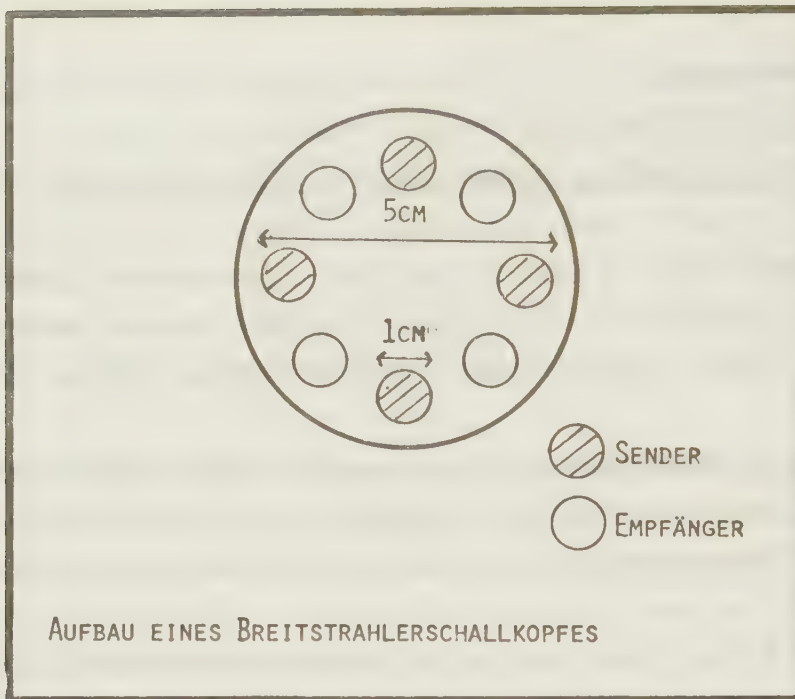


Abb. 4.1

Es ist für Schwangerschaften zwischen der 10. und 20. Schwangerschaftswoche gewährleistet, daß alle fetalen Bewegungen als Signal empfangen werden, da sich entsprechend der Größenverhältnisse immer zumindest ein Teil des Feten im Schallkegel befindet.

Die empfangenen Ultraschallsignale wurden mit handelsüblichen Tonbandgeräten aufgenommen und zur weiteren Verarbeitung konserviert.

Zur Aufnahme benutzten wir einen Kassettenrecorder Typ CR 210 stereo der Firma UHER, sowie ein Tonbandgerät Typ MAGNETOPHON 85 der Firma TELEFUNKEN.

Beide Geräte geben den für uns interessanten Frequenzbereich von 20 Hz bis 1000 Hz genügend genau wieder.

Um die Lage des Feten vor allen Messungen genau zu bestimmen und darüber hinaus zur Simultanmessung (s. Kap. 4.2) benutzten wir das schnelle B - Bild - Gerät VIDOSON der Firma SIEMENS. Informationen zu diesem Gerät entnehme man: KRAUSE SOLDNER /30/.

4.2 Vergleich der Information von Dopplergerät und schnellem B - Bild.

Wie schon zu Anfang erwähnt, sollten im Rahmen dieser Arbeit fetale Bewegungen als Dopplersignal dargestellt werden.

In einem Vorversuch mußte zunächst geprüft werden, ob alle im schnellen B - Bild sichtbaren fetalen Bewegungen einem Dopplersignal entsprechen. Dazu entstand folgender Versuchsaufbau:

Mit Hilfe des Schnittbildgerätes wurde der Fetus angepeilt und seine genaue Lage auf der Bauchdecke der Patientin markiert. Anschließend wurde der Breitstrahlerschallkopf des Dopplergerätes so angebracht, daß er zwar einerseits mit seinem Schallkegel den Feten voll erfaßte, andererseits aber im Schnittbild gerade eben nicht mehr sichtbar war.

Um die optimale Ankopplung des Applikators des schnellen B - Bild - Gerätes zusammen mit dem Schallkopf des Dopplergerätes zu gewährleisten, wurde eine zusätzliche Wasservorlaufstrecke von etwa 3 bis 4 cm Dicke eingeschaltet. Dies geschah in der Weise, daß ein Kunststoff sack mit einer sehr elastischen Wandung zusätzlich von unten über den Applikator des schnellen B - Bild - Gerätes gestülpt und bis zur entsprechenden Schichtdicke mit Ankopplungsgel gefüllt wurde. Dadurch, daß auch zwischen Dopplerschallkopf bzw. der erwähnten Kunststoffmembran und der Bauchdecke der Patientin reichlich Gel aufgetragen wurde, erreichte man eine luftblasenfreie Ankopplungsfläche sowohl des Applikators, als auch des Dopplerschallkopfes.

Nun wurden beide Geräte - das Schnittbildgerät und das von uns entwickelte Dopplergerät - gleichzeitig eingeschaltet.

Die akustischen Signale des Dopplergerätes wurden mit Hilfe eines später noch zu beschreibenden Impulsgebers und einer Verstärkerschaltung so aufbereitet, daß sie mit einer Glimmlampe optisch darstellbar wurden (Abb. 4.2).

Die Glimmlampe wurde am unteren Rand des Schnittbildmonitors befestigt. Damit konnten beide Signale - das Schnittbild und das der fetalen Bewegungen zuordnenbare Lichtsignal - gleichzeitig mit einer Videokamera aufgenommen und auf Band gespeichert werden.

Es zeigte sich, daß jede fetale Bewegung im schnellen B - Bild mit einem Lichtsignal synchron lief und damit einem Dopplersignal entsprach.

Aufgrund dieses Vorversuches können wir davon ausgehen, daß mit Hilfe des Dopplersignals die fetalen Bewegungsaktivitäten erfaßt werden und benutzten daher im Laufe weiterer Untersuchungen nur noch die Dopplersignale zur weiteren Verarbeitung.

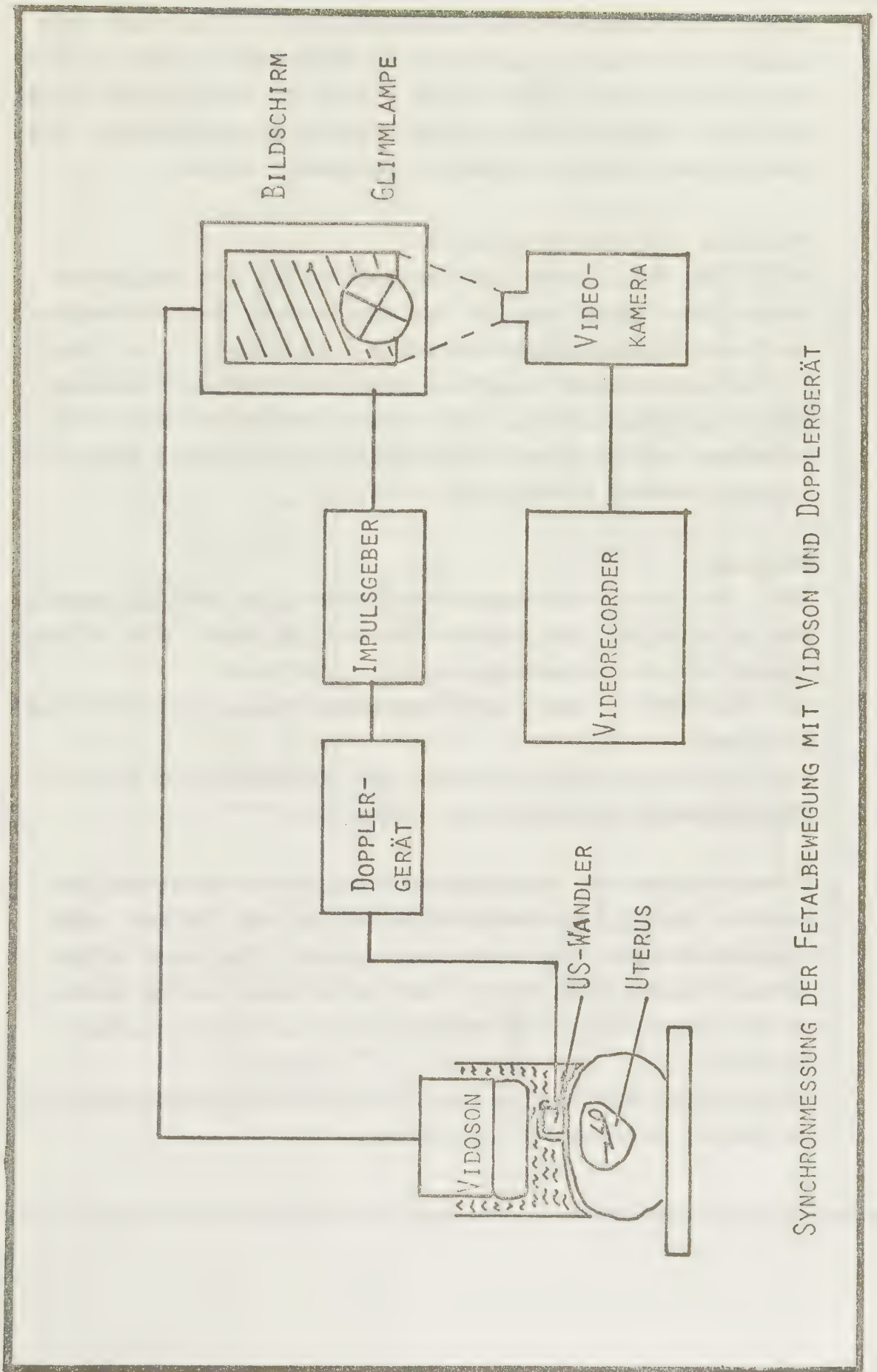
4.3. Meß - und Auswertungsverfahren.

Um alle Aufnahmen miteinander vergleichen zu können, wurde ein standardisiertes Verfahren dazu festgelegt, wie der Fet anzupeilen, der Schallkopf zu fixieren und die Tonbandaufnahme auszusteuern ist.

Anpeilen:

Es kommt darauf an, ohne störende Nebengeräusche, hervorgerufen durch Darmbewegungen und Placenta - oder Nabelschnurpulsationen, möglichst nur die Bewegungssignale des Feten zu registrieren.

Um den Schallkopf optimal anbringen zu können, wird zunächst die Lage des Feten im Schnittbildgerät festgelegt. Danach wird der Fet mit dem Dopplerschallkopf so angepeilt, daß entweder deutliche Bewegungsgeräusche oder leise die fetale Herzaktion zu hören sind.



SYNCHRONMESSUNG DER FETALBEWEGUNG MIT VIDOSON UND DOPPLERGERÄT

Wegen des besseren Höreindrucks empfiehlt es sich, ein handelsübliches Dopplergerät zu benutzen (s. Kap. 7.2). Wenn der Fet auf diese Weise sicher im Schallkegel liegt, wird das eigens gebaute Dopplergerät angeschlossen, mit dem die weiteren Aufnahmen vorgenommen werden.

Fixieren auf der Bauchdecke:

Damit der Schallkopf auf der Bauchdecke der Patientin nicht verrutscht, muß er fixiert werden. Bei Kurzzeituntersuchungen genügt einfaches Heftpflaster. Bei Langzeituntersuchungen empfiehlt sich ein breites Klebeband, damit das Kopplungsgel unter dem Schallkopf nicht austrocknet und auch bei Bewegungen der Patientin eine sichere Aufnahmewahl gewährleistet ist.

Messung:

Über eine Aussteuerungsanzeige läßt sich am Dopplergerät die Einstellung der Endverstärkung und damit die mittlere Amplitude der Schwebungssignale regulieren.

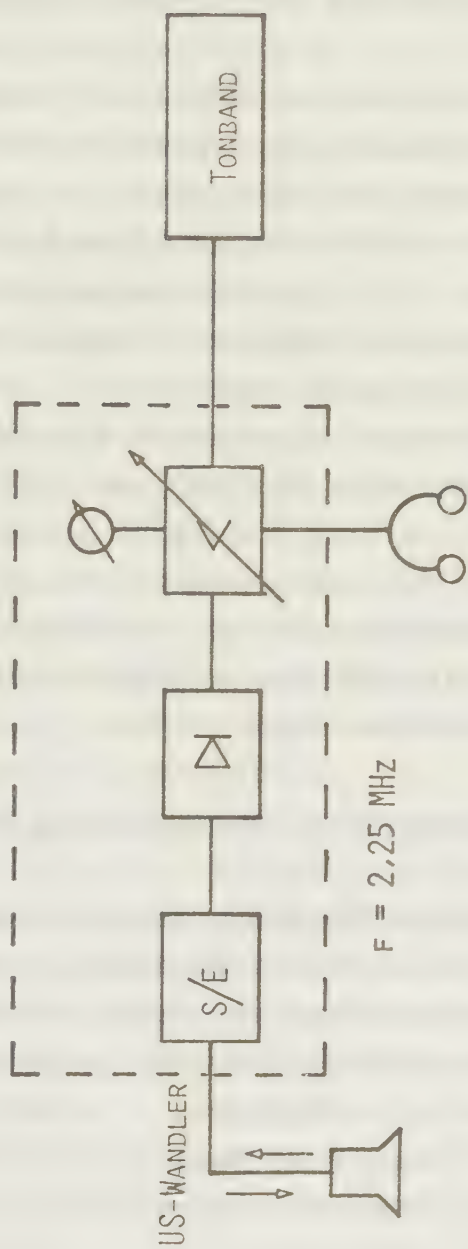
Ein Kopfhörer - bzw. Lautsprecheranschluß gestattet das Mithören.

Die Schwebungssignale werden zur Konservierung auf ein Tonbandgerät aufgezeichnet (Abb. 4.3).

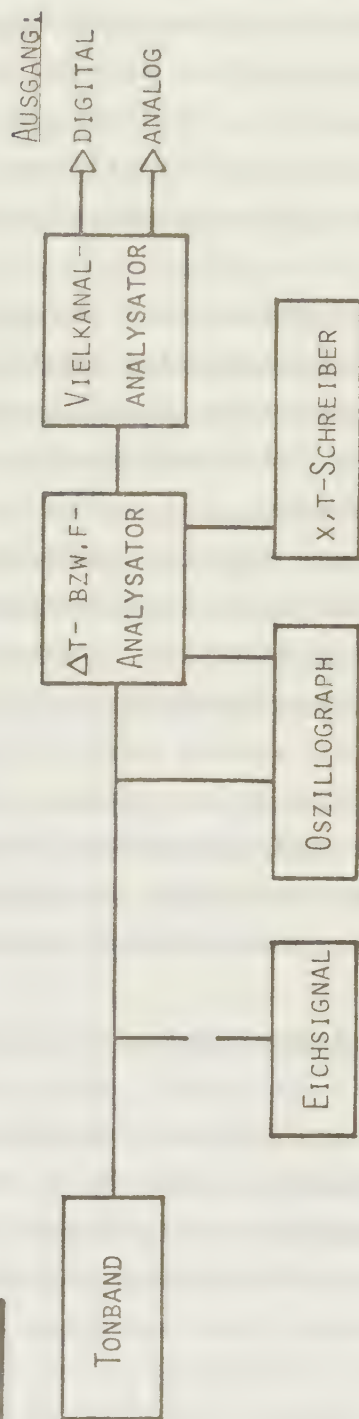
Die Aufnahme des Tonbandgeräts sollte so angesteuert werden, daß die Hintergrundgeräusche, welche bei jeder Doppleruntersuchung auftreten, gerade eben noch aufgenommen werden. Das heißt, daß ihre Amplitude so kleine Werte zeigen muß, daß Bewegungssignale nicht gestört werden.

Erfahrungsgemäß werden dann die Bewegungsgeräusche mit optimaler Lautstärke registriert.

MESSUNG



AUSWERTUNG



ANORDNUNG ZUR MESSUNG UND AUSWERTUNG DER FOETALEN BEWEGUNGSAKTIVITÄTEN

Abb. 4.3

Auswertung:

Um die erhaltenen Dopplersignale der fetalen Bewegungsaktivitäten weiter zu verarbeiten, wurde mit Hilfe des Instituts für Biophysik der Universität Frankfurt elektronische Schaltungen entwickelt und zusammengestellt, die die automatische Aufbereitung der Signale erlauben.

Zur Auswertung werden die Tonbandkonserven auf einen entsprechenden Analysator gegeben, der jeweils die Zeitintervalle zwischen den einzelnen Bewegungen (s. Kap. 4.4) bzw. die Zeitabstände zwischen den Nullstellen des Schwebungssignales (s. Kap. 4.5) in Impulse umsetzt. Diese Impulse werden von einem Vielkanal - Impulshöhenanalysator registriert und gespeichert.

Nach Abschluß der Messung können von diesem die resultierenden Häufigkeitsverteilungen der Impulse digital bzw. analog zur Weiterverarbeitung abgerufen werden. Während der Auswertung der Tonbandaufnahmen können mittels eines Oszillographen bzw. eines x - t - Schreibers die Werte der Eingangs - wie auch der Ausgangsspannungen des Analysators überwacht werden (Abb. 4.3).

4.4 Analysator für die Zeitabstände zwischen den Bewegungen.

Beim Abhören des aufgenommenen Bandmaterials entstand der Eindruck, daß sich die fetalen Bewegungssignale von anderen Ereignissen wie Darmbewegungen, Nabelschnur- oder Placentapulsationen und Bewegungen der Patientin durch ihre zeitliche Dauer unterscheiden.

Eine Analyse der Dauer der nach dem Höreindruck den genannten verschiedenen Ursachen zuordnenbaren Dopplersignalen bestätigt dies. (s. Kap. 6.1)

Es besteht also die Möglichkeit, durch elektronische Verarbeitung der Signale fetale Bewegungen von Artefakten zu trennen.

Mit Hilfe des im folgenden beschriebenen Analysators werden die zeitlichen Abstände zwischen jeweils zwei fetalen Einzelbewegungen gemessen.

Das Gerät hat folgenden Aufbau (Abb. 4.4):

In der ersten Stufe sollen die fetalen Dopplersignale vom Rauschuntergrund, der bei jeder Doppleruntersuchung entsteht, abgetrennt werden. Dazu wird die vom Tonband kommende Wechselspannung auf eine Komparatorschaltung gegeben, die nur solche Spannungen zur Weiterverarbeitung durchläßt, die höher als ein einzustellender Schwellenwert sind.

In der folgenden Impulsformerstufe wird das aus vielen Einzelschwingungen bestehende Dopplersignal in einen einheitlichen Impuls umgesetzt. Dessen zeitliche Länge entspricht genau der des ursprünglichen Schwebungssignals.

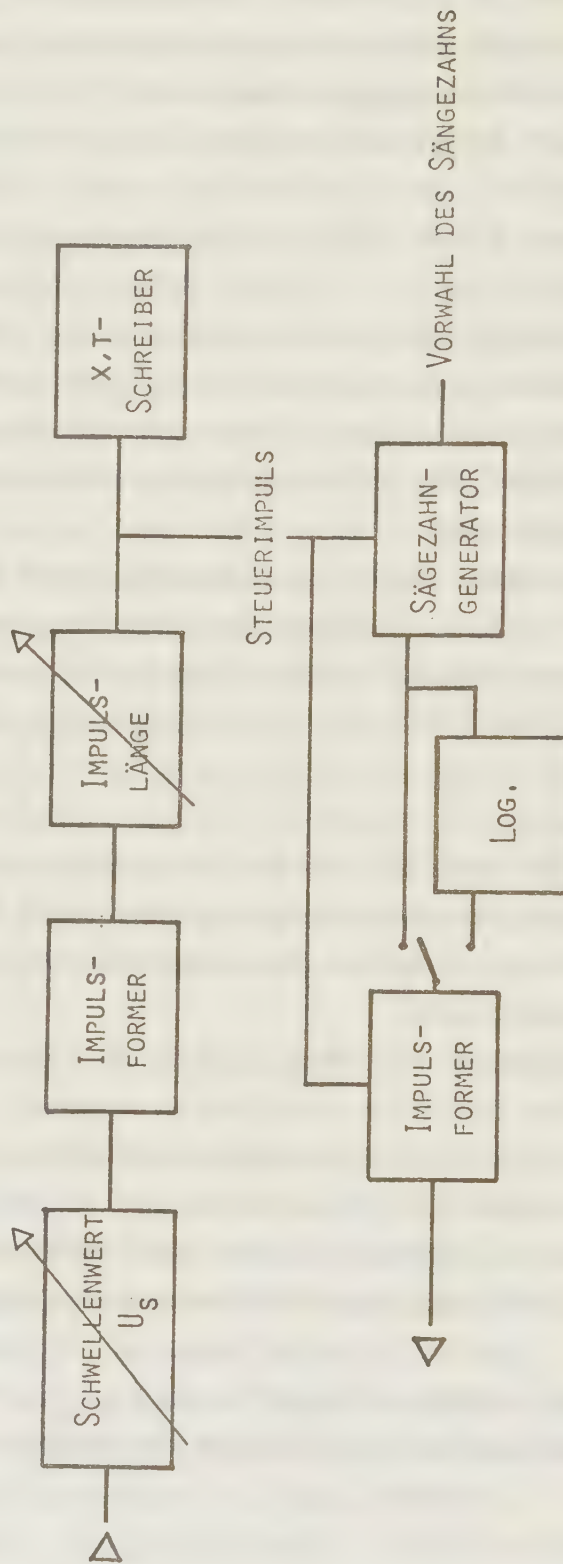
Beim nächsten Schritt werden die unterschiedlichen zeitlichen Längen von Bewegungssignalen und Artefakten ausgenutzt und die fetalen Bewegungssignale von anderen Signalen abgetrennt.

Dies geschieht in der Weise, daß für die weitere Analyse nur solche Signale zugelassen werden, deren zeitliche Länge kleiner als ein vorgegebener Wert ist.

Die so selektierten Signale werden in Steuerimpulse umgeformt, die gleichzeitig die Nullsetzung eines Sägezahn-Generators und den Impulsformer der Ausgangsstufe triggern.

Gleichzeitig können sie auf einen $x - t$ - Schreiber gegeben werden und so ein direkt mitgeschriebenes Meßprotokoll liefern.

Der Meßbereichsumfang des Analysators kann eingestellt werden, indem man die Steilheit des Sägezahns variiert. Die Endspannung des Sägezahn-Generators wird entweder direkt, oder über einen Logarithmierer auf die Ausgangsstufe gegeben.



ANALYSATOR ZUR UMSETZUNG DER ZEITINTERVALLE ΔT ZWISCHEN ZWEI FOETALEN BEWEGUNGEN IN AMPLITUDEN-PROPORTIONALE IMPULSE

Wird die Ausgangsstufe durch den oben erwähnten Steuerimpuls getriggert, so wird aus ihrem momentanen Wert das Ausgangssignal geformt und auf einem x - t - Schreiber markiert.

Die Höhe der von dem Analysator abgegebenen Impulse ist eindeutig der Zeit zwischen zwei fetalen Bewegungen zuzuordnen.

Die aus dem Analysator kommenden Spannungsimpulse werden von einem Vielkanal - Impulshöhenanalysator registriert und gespeichert.

Nach Abschluß der Messung können von diesem die resultierenden Häufigkeitsverteilungen digital bzw. analog zur Weiterverarbeitung abgerufen werden.

4.5 Analysator für die Nullstellendurchgänge.

Für die Analyse der durch die fetalen Bewegungen hervorgerufenen Dopplersignale wird der zeitliche Abstand der Nullstellen innerhalb dieser Signale herangezogen.

In Abbildung (4.5) ist ein Schwebungssignal einer fetalen Bewegung dargestellt.

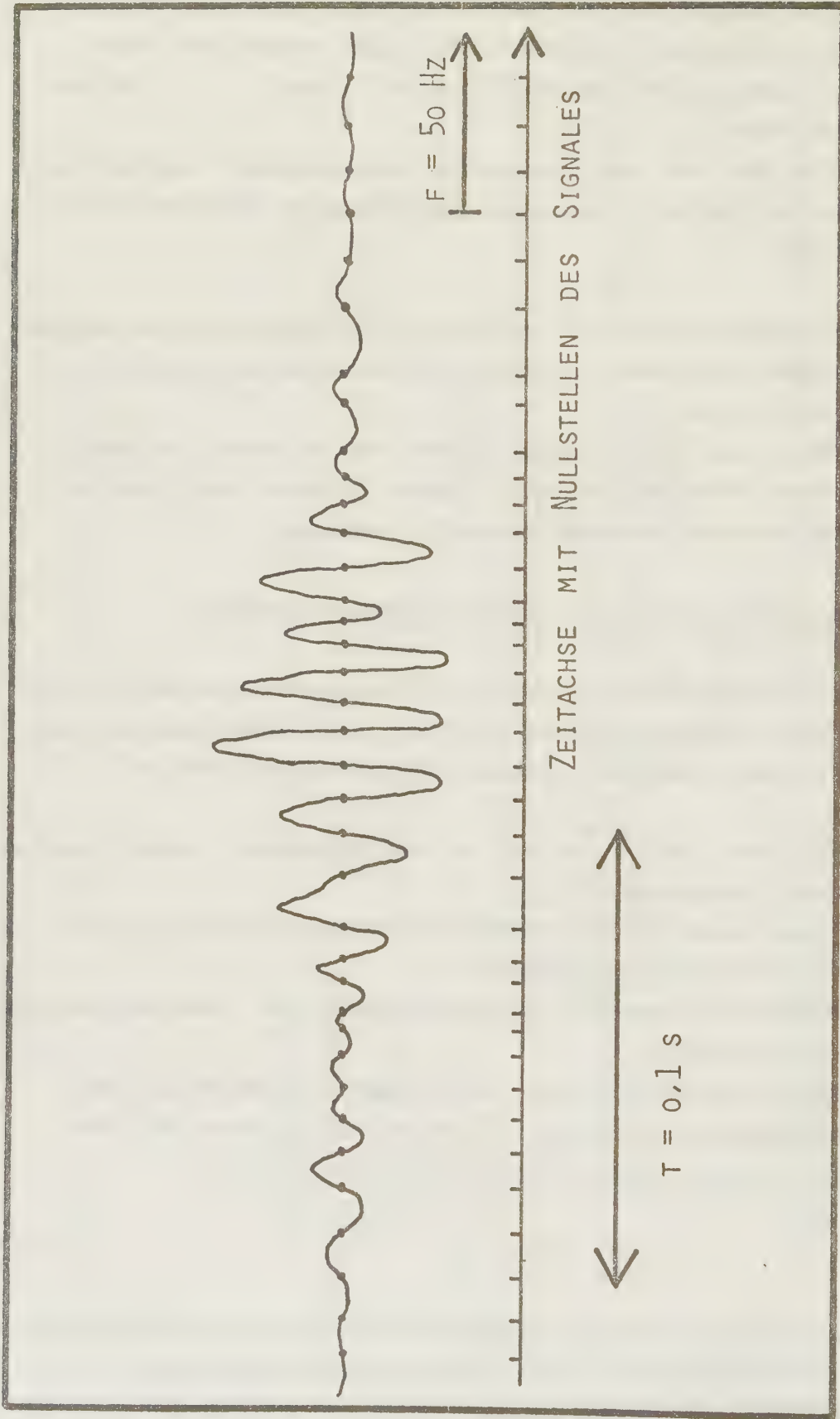
Die jeweiligen Nulldurchgänge sind mit Punkten in das Schwebungssignal eingetragen.

Die darunter liegende Zeitachse trägt für jede Nullstelle eine Markierung.

Man kann die wechselnden zeitlichen Abstände Δt der Nulldurchgänge erkennen. Diese verschiedenen Zeitabstände entsprechen verschiedenen Frequenzen:

$$\Delta t \sim \frac{1}{f}. \quad (4.1)$$

Die aus diesen Werten berechenbaren mittleren Frequenzen ("Mittenfrequenzen") sind entsprechend Gleichung (2.3) proportional den jeweiligen mittleren Geschwindigkeiten innerhalb der fetalen Bewegung.



SCHWEBUNGSSIGNAL EINER FETALEN BEWEGUNG : DARSTELLUNG DER NULLSTELLEN

Für die Messung dient die folgende elektronische Schaltung (Abb. 4.6):

Das vom Tonband kommende Wechselspannungssignal wird zum einen auf einen Nullstellendetektor gegeben und zum anderen auf eine Komparatorschaltung.

Hier werden nur solche Spannungen durchgelassen, deren Werte größer als ein einstellbarer Schwellenwert sind. Auf diese Weise werden die gewünschten Schwebungssignale vom Rauschuntergrund abgetrennt.

Dieser Parallelschaltung folgt ein Impulsgeber, der vom Nullstellendetektor nur dann getriggert werden kann, wenn die Wechselspannung den Schwellenwert überschreitet.

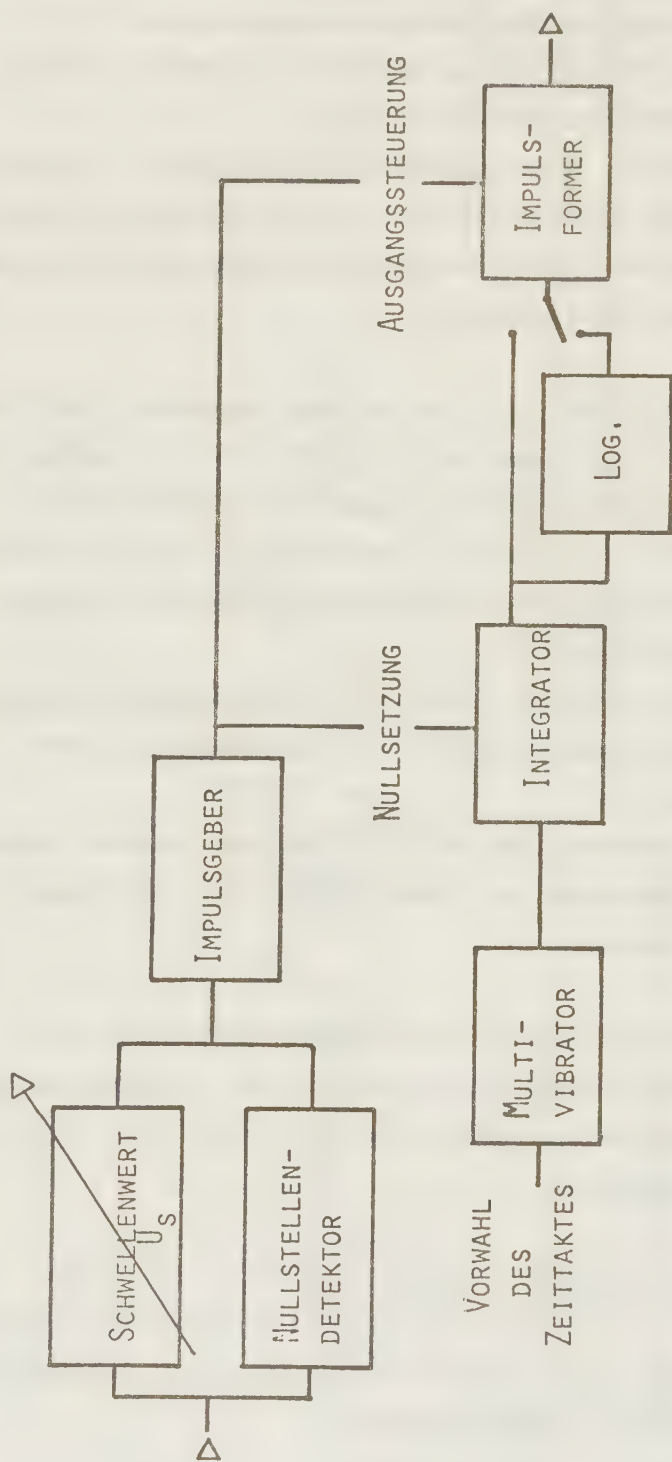
Der Impulsgeber dient wiederum als Trigger für die Nullsetzung eines Integrators und die Steuerung des Impulsformers der Ausgangsstufe.

Der Integrator ist an einen Multivibrator angeschlossen, dessen Zeittakt zur Einstellung des Meßbereichs vorgewählt werden kann.

Die Spannung des Integrators wird entweder direkt oder über einen Logarithmierer auf die Stufe mit dem Ausgangsimpulsformer gegeben.

Es entspricht also eindeutig bestimmbar die Höhe der Ausgangsimpulse den jeweiligen zeitlichen Abständen zwischen zwei aufeinanderfolgenden Nullstellen des registrierten Dopplersignales.

Zur Auswertung des Einzelbewegungsablaufes (s. Kap. 7.4 bis 7.5) wird die in Kapitel (4.4) beschriebene Anlage im Nebenschluß betrieben, um die als Bewegung erkannten Signale auch einzelnen auszuzählen.



ANALYSATOR ZUR UMSETZUNG DER ZEITABSTÄNDE ZWISCHEN DEN NULLSTELLEN DES SCHWEBUNGSSIGNALES
IN AMPLITUDEN-PROPORTIONALE IMPULSE

Abb. 4.6

5. Untersuchungskollektiv.

Untersucht wurden insgesamt 107 Schwangerschaften zwischen der 12. und 25. Schwangerschaftswoche. Das Schwangerschaftsalter wurde einerseits nach der erweiterten NAEDEL'schen Regel berechnet und zur Absicherung im Ultraschallschnittbild mit der Messung des biparietalen Schäeldurchmessers kontrolliert.

Für die einzelnen Untersuchungen standen die Messungen folgender Schwangerschaften zur Verfügung:

1. Für die Untersuchung der zeitlichen Dauer von fetalen Bewegungen und Artefakten (s. Kap. 6.1.):

Schwangerschaftswoche / Anzahl

12	1
13	4
14	5
15	9
16	18
17	15
18	16
19	10
20	19
21	9
106	

2. Für die Untersuchung der Abhängigkeit der Bewegungshäufigkeit vom Schwangerschaftsalter (s. Kap. 6.2):

Schwangerschaftswoche / Anzahl

13	4
14	5
15	9
16	17
17	14
18	15
19	10
20	19
21	8

3. Für die Langzeituntersuchungen (s. Kap. 6.2):

<u>Schwangerschaftswoche / Anzahl</u>	
16	1
17	1
18	1
21	1
25	1
	5

4. Für die Untersuchung der Häufigkeitsverteilung von mittleren Frequenzen (s. Kap. 7.3):

<u>Schwangerschaftswoche / Anzahl</u>	
13	3
14	1
16	1
18	5
19	1
20	7
	18

5. Für die Untersuchung der Abhängigkeit von Frequenzverteilungen, Bewegungshäufigkeit und Bewegungsdauer (s. Kap. 7.4. - 7.5):

<u>Schwangerschaftswoche / Anzahl</u>	
16	1

6. Für den Vergleich von 13. - 14. und 18. - 20. Schwangerschaftswoche (s. Kap. 7.6):

<u>Schwangerschaftswoche / Anzahl</u>	
13	3
14	1
18	5
19	1
20	7
	17

6. Untersuchung der Bewegungshäufigkeit und zeitlichen Dauer von fetalen Bewegungen.

6.1 Zeitliche Dauer von fetalen Bewegungen und Artefakten.

Aus den praktischen Erfahrungen bei den Untersuchungen der fetalen Bewegungen entstand der Eindruck, daß sich die fetalen Bewegungssignale von anderen Ereignissen, wie Darmbewegungen, Nabelschnurpulsationen oder placentare Strömungsphänomene durch ihre zeitliche Dauer unterscheiden.

Dabei wurde einerseits der akustische Klangcharakter, andererseits der Vergleich der Dopplermessungen mit den Beobachtungen vom schnellen B - Bild berücksichtigt.

Um diesen rein subjektiven Eindruck zu objektivieren, wurden etwa dreihundert fetale Bewegungssignale, die zufällig aus dem Kollektiv herausgegriffen wurden, nach Gleichrichtung der Signale mit einem x - t - Schreiber ($v = 25 \text{ mm s}^{-1}$) aufgezeichnet und die zeitliche Länge eines jeden Signals ausgemessen.

Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet und erst als normierte Häufigkeitsverteilung und dann als mathematisch angepaßte log - Normalverteilung graphisch dargestellt (Abb. 6.1; zugehörige Wertepaare siehe Tab. 6.1).

In den Messungen wurden zeitliche Längen der Einzelbewegungen zwischen 0,1 s und 1,2 s registriert.

Die angepaßte log - Normalverteilung beschreibt, daß unterhalb einer Dauer von 1,0 s 95% aller fetalen Bewegungen liegen, unterhalb von $t = 1,2 \text{ s}$ etwa 97,3% und bis zu einer Länge von 1,5 s etwa 99%.

Ebenfalls zufällig aus dem Kollektiv herausgegriffen wurden zweihundert Dopplersignale von Artefakten, Signale also, die sich eindeutig nicht auf fetale Bewe-

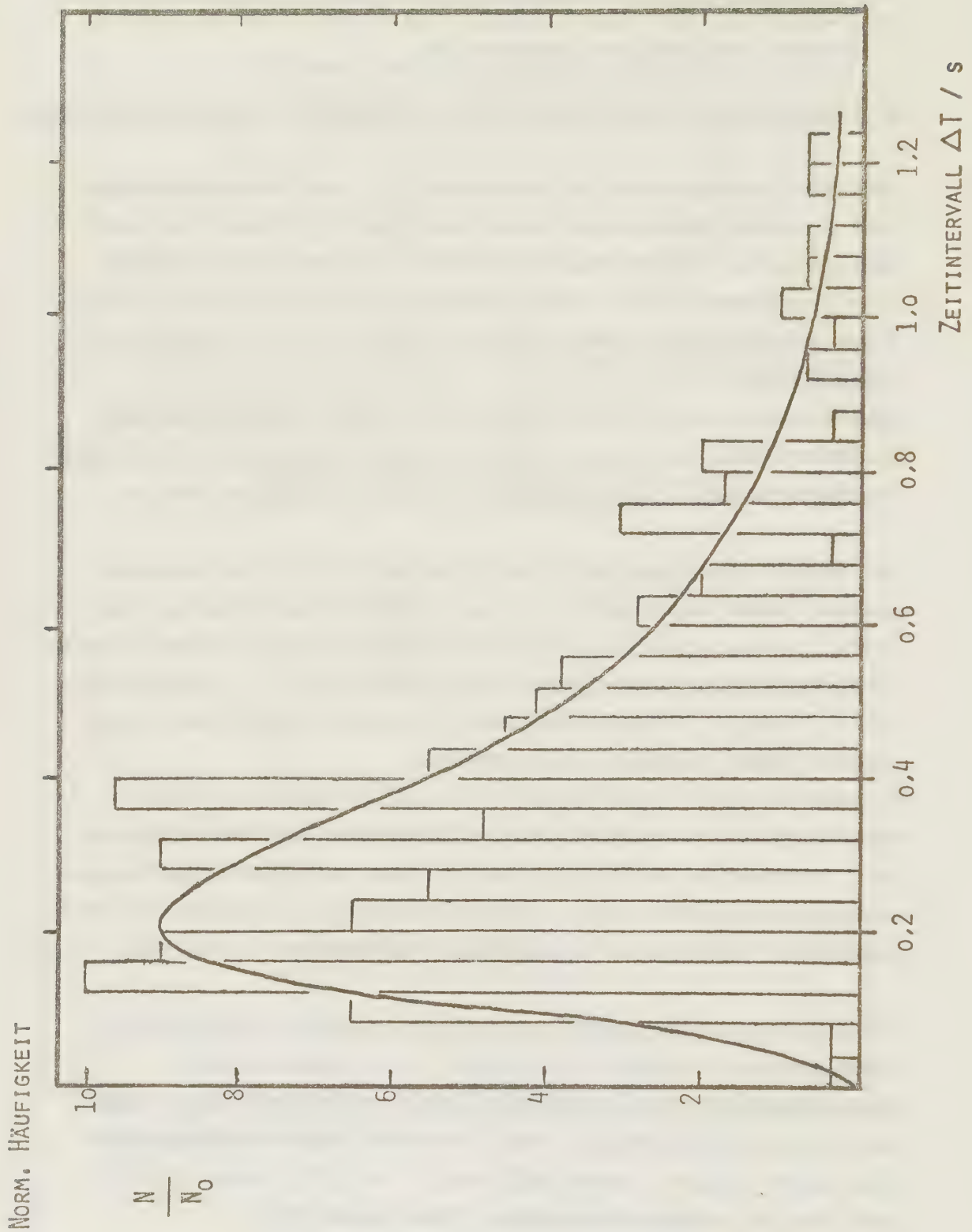


Abb. 6.1: Normierte Häufigkeitsverteilung mit angepaßter log - Normalverteilung der Bewegungsdauer der fetalen Einzelbewegung ($N_0 = 201$; Mittelwert = 0,36 s; Standardabweichung = 0,175).

Tabelle 6.1: Normierte Häufigkeitsverteilung der zeitlichen Länge von fetalen Bewegungen. (N =291).

t/s	N(t)	$\frac{N}{N_0}$
0,08	1	0,00344
0,12	18	0,06186
0,16	29	0,09966
0,20	26	0,08935
0,24	19	0,06520
0,28	16	0,05500
0,32	26	0,08940
0,36	14	0,04810
0,40	28	0,09620
0,44	16	0,05500
0,48	13	0,04470
0,52	12	0,04120
0,56	11	0,03780
0,60	8	0,02750
0,64	7	0,02410
0,68	6	0,02060
0,72	1	0,00340
0,76	9	0,03090
0,80	5	0,01720
0,84	6	0,02060
0,88	1	0,00340
0,92	0	-----
0,96	2	0,00690
1,00	1	0,00340
1,04	3	0,01030
1,08	2	0,00690
1,12	2	0,00690
1,16	0	-----
1,20	2	0,00690
1,24	2	0,00690

gungen zurückführen ließen.

Die Geräuschqualität derartiger Signale wurde empirisch ermittelt, indem bei nicht schwangeren Probandinnen über längere Zeit alle über dem Abdomen abnehmbaren Dopplersignale aufgezeichnet wurden und zum Beispiel die als Darmperistaltik identifizierten Dopplersignale in Beziehung zu den auskultatorischen Befunden gesetzt wurden.

Die Darstellung (Abb. 6.2) zeigt die normierte Häufigkeitsverteilung der Artefakte, die ebenfalls durch eine log - Normalverteilung angepaßt werden konnte (Wertepaare siehe Tab. 6.2).

Die Dopplersignale lagen in ihrer zeitlichen Länge zwischen 0,2 s und 8,0 s. Im Intervall von 0,2 s bis 0,8 s lagen 10% aller Ereignisse, von 1,0 s bis 5,0 s 82% und von 5,2 s bis 8,0 s 8%.

Anschließend wurden die angepaßten log - Normalverteilungen der fetalen Bewegungen und der Artefakte auf gleiche Flächen unter den Kurven normiert (Abb. 6.3). Der Bereich, der sowohl von der Verteilungskurve der Artefakte als auch von der Verteilungskurve der Fetalbewegungen abgedeckt wird, beträgt etwa 10% der Gesamtfläche.

Zusätzlich kann man aus der experimentellen Erfahrung heraus annehmen, daß Artefakte und Fetalbewegungen innerhalb einer Untersuchung nicht gleichmäßig häufig vorkommen. Wenn auf je zehn Bewegungssignale ein Artefakt kommt - das Verhältnis liegt wahrscheinlich noch günstiger - liegt der Meßfehler bei einer Überlappung der Meßbereiche von 10% etwa bei 1% und ist damit im Rahmen der Meßgenauigkeit durchaus zu tolerieren.

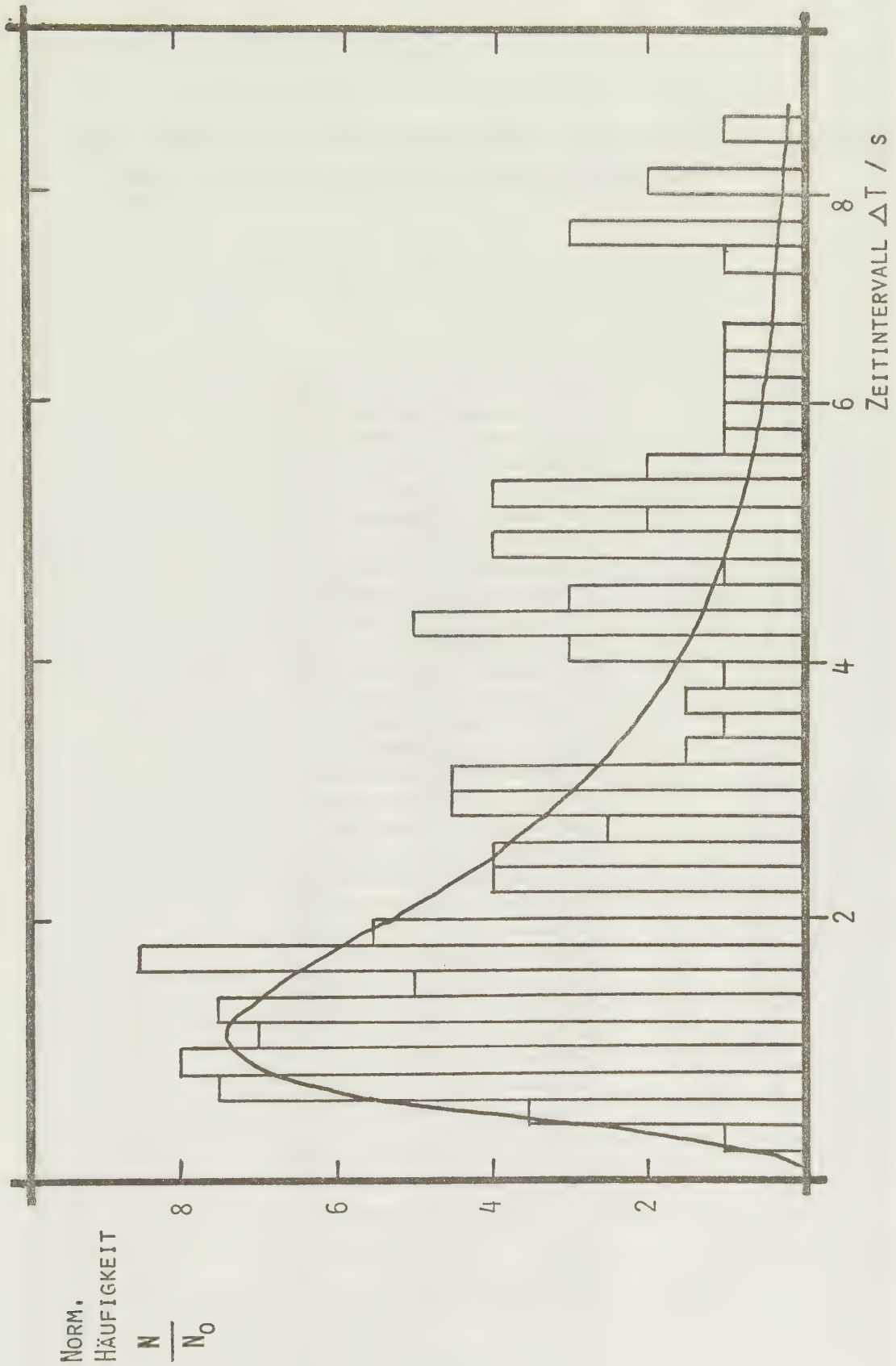


Abb. 6.2: Normierte Häufigkeitsverteilung mit angepaßter log - Normalverteilung für die Bewegungsdauer der Artefakte.

Tabelle 6.2: Normierte Häufigkeitsverteilung für die
Bewegungsdauer der Artefakte (N = 200)!

t/s	N(t)	$\frac{N}{N_0}$
0,2	0	---
0,4	2,0	1,0
0,6	7,0	3,5
0,8	15,0	7,5
1,0	16,0	8,0
1,2	14,0	7,0
1,4	15,0	7,5
1,6	10,0	5,0
1,8	17,0	8,5
2,0	11,0	5,5
2,2	8,0	4,0
2,4	8,0	4,0
2,6	8,0	4,0
2,8	5,0	2,5
3,0	9,0	4,5
3,2	9,0	4,5
3,4	3,0	1,5
3,6	2,0	1,0
3,8	3,0	1,5
4,0	1,5	1,0
4,2	2,0	3,0
4,4	2,5	5,0
4,6	1,5	3,0
4,8	0,5	1,0
5,0	2,0	4,0
5,2	1,0	2,0
5,4	2,0	4,0
5,6	1,0	2,0
5,8	0,5	1,0
6,0	0,5	1,0
6,2	0,5	1,0
6,4	0,5	1,0
6,6	0,5	1,0
6,8	0	---
7,0	0	---
7,2	0,5	1,0
7,4	1,5	3,0
7,6	0	---
7,8	1,0	2,0
8,0	1,0	2,0

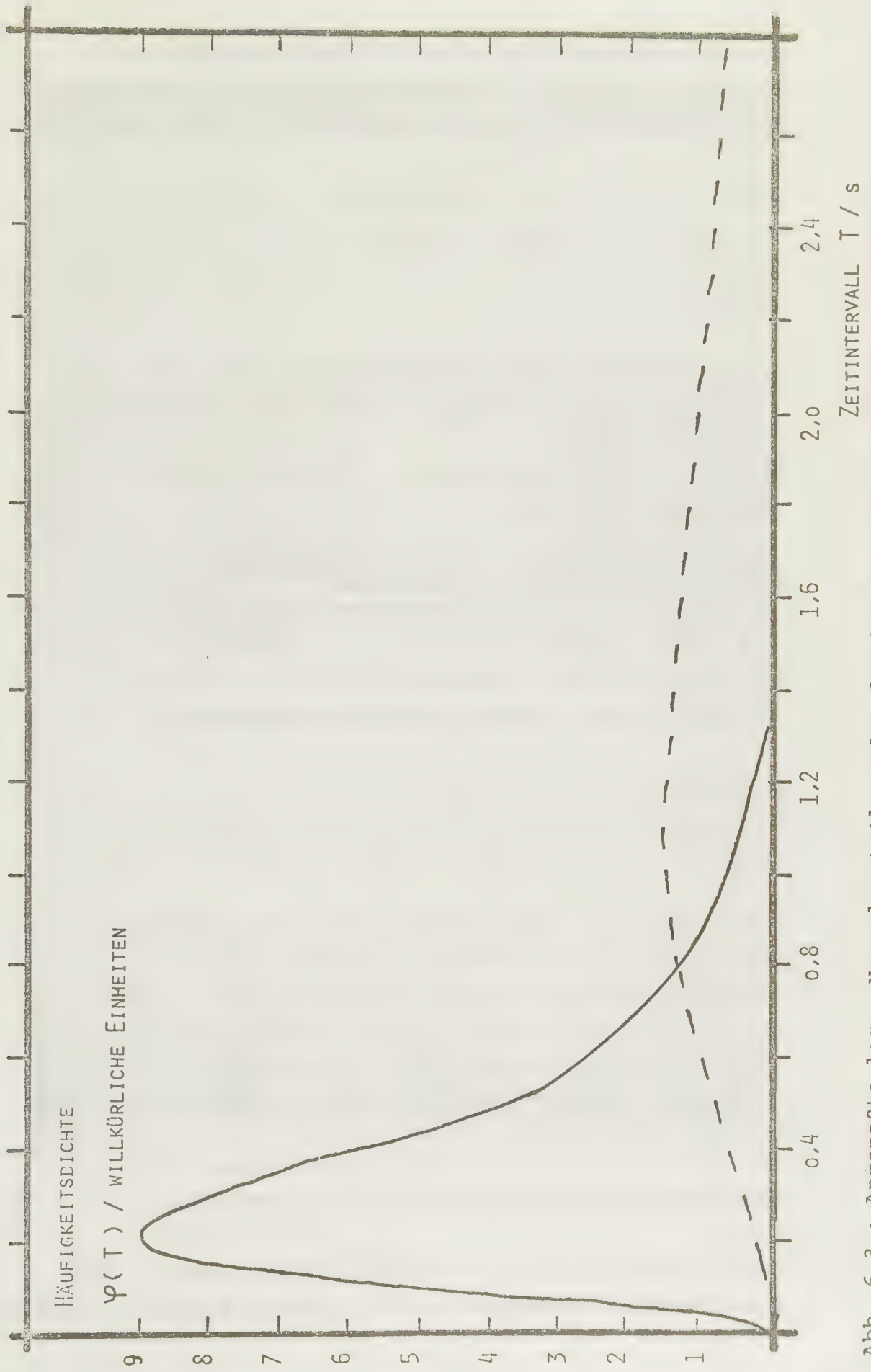


Abb. 6.3 : Angepaßte log - Normalverteilung der fetalen Bewegungen und der Artefakte normiert auf

Man kann also sagen, daß sich die Bewegungssignale durch ihre zeitliche Länge deutlich von den anderen oben angeführten Artefaktereignissen unterscheiden.

Somit ergibt sich die Möglichkeit, durch eine Analyse der zeitlichen Länge der Dopplersignale fetale Bewegungen gegenüber Artefakten elektronisch zu erkennen, zu selektieren und der Weiterverarbeitung zuzuführen.

6.2 Untersuchung der fetalen Bewegungsaktivität mit Hilfe der Zeitabstände zwischen den Bewegungen.

Bei den Untersuchungen wurden folgende Fragestellungen vorrangig betrachtet:

1. Wie sieht das Bewegungsmuster (Aktivitätsrhythmus) des Feten im Verlaufe mehrerer Stunden aus?
2. Ändert sich die Bewegungsaktivität des Feten in Abhängigkeit von der Schwangerschaftswoche?

Zu Frage 1.

Es wurden insgesamt fünf Frauen über Untersuchungszeiträume von drei bis zwölf Stunden beobachtet (s.Kap.5).

Abbildung (6.4) zeigt beispielhaft einen Ausschnitt aus einer solchen Langzeituntersuchung.

Im unteren Bildteil sind alle Signale, die bei der Untersuchung registriert wurden, dargestellt, also auch Nebengeräusche wie Untergrundrauschen, Darmbewegungen, Herzaktion usw.. Dadurch erklären sich die leichten Schwankungen der Nulllinie.

Der obere Streifen zeigt diejenigen Impulse, die von der Auswertungsanlage als fetale Bewegungen erkannt wurden.

Diese Signale wurden in Intervallen von jeweils zehn Minuten Dauer aufaddiert und die Summen dieser Intervalle

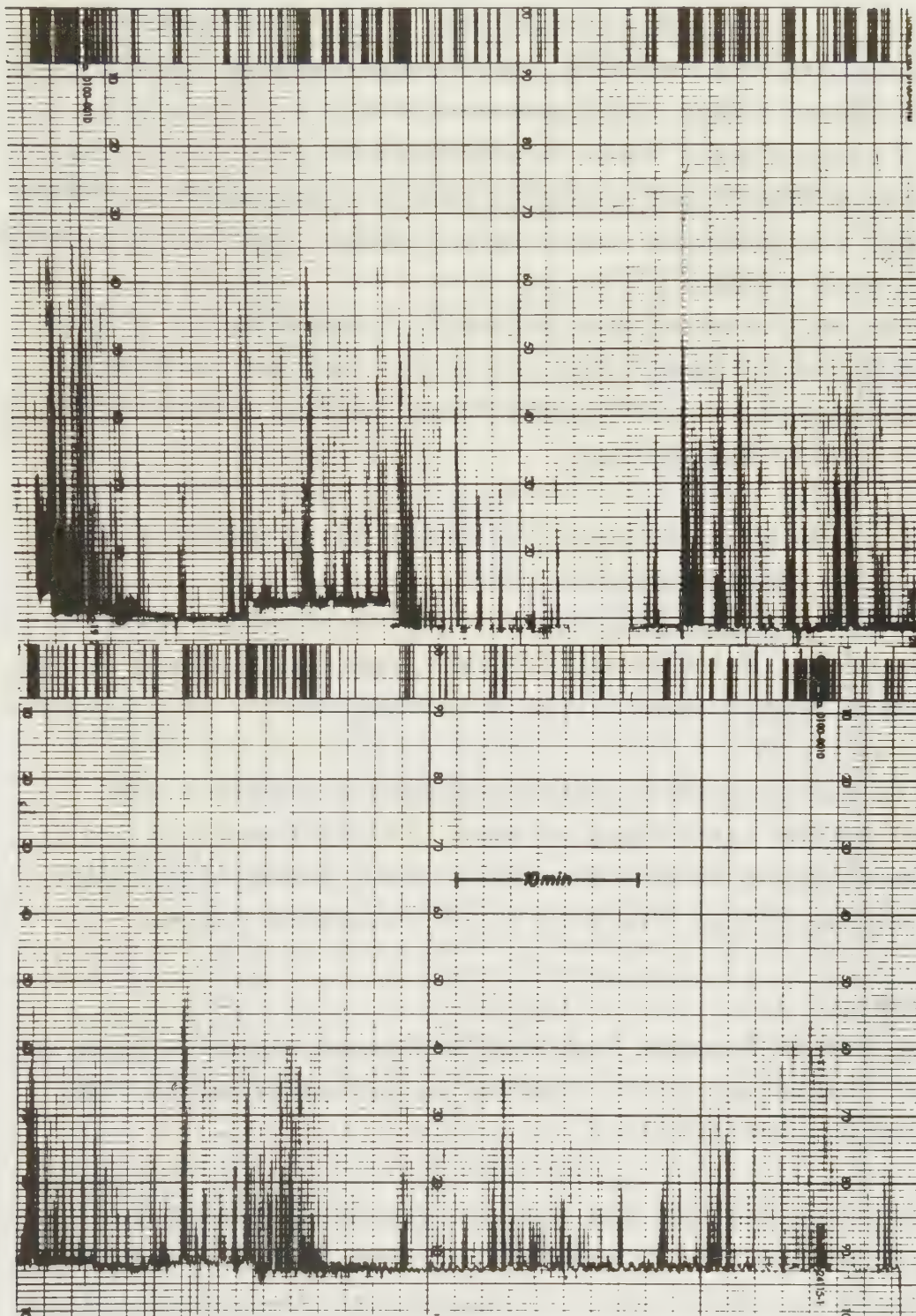


Abb. 6.4 : Repräsentativer Ausschnitt aus einer Langzeit-
untersuchung.

in Abhängigkeit von der Zeit aufgetragen (Abb. 6.5).

In allen Langzeituntersuchungen konnte man in den Verteilungskurven deutlich verschiedene Phasen unterscheiden, deren Länge nicht konstant war.

Die einen Phasen waren bewegungsreich mit bis zu dreihundert Bewegungen pro zehn Minuten, die anderen Phasen waren bewegungsarm und zeigten weniger als sechzig Impulse pro zehn Minuten.

Kurzzeitig wurden auch keinerlei Bewegungsaktivitäten registriert, obwohl der Fet mit Sicherheit im Schallkegel des Applikators lag. Diese stillen Phasen dauerten bis zu dreißig Minuten.

Bei allen Untersuchungen zeigte sich zu Beginn eine relativ bewegungsreiche Phase.

Dies könnte Ausdruck eines Lagerungseffektes sein, das heißt, daß die mütterliche Lageveränderung die fetale Bewegungsaktivität induziert.

Alle weiteren Aktivitätsschwankungen scheinen von der Mutter unabhängig zu sein, da die Frauen in den Untersuchungszeiten die meiste Zeit geschlafen, mit Sicherheit aber das Bett nicht verlassen haben.

Zu Frage 2.

Der zweite Komplex der Untersuchungen richtete sich auf die Relation von fetalem Bewegungsverhalten zum Schwangerschaftsalter.

Als Parameter für das Bewegungsverhalten des Feten dienten die Zeitintervalle zwischen jeweils zwei Bewegungen und damit auch die Anzahl der Bewegungen selbst.

Nach den üblichen Regeln der Statistik wurde die Häufigkeit einzelner Zeitintervallklassen bestimmt.



Abb. 6.5: Langzeituntersuchung fetaler Bewegungsaktivitäten.

Abbildung (6.6) zeigt als Beispiel den Vergleich von gemittelten Messungen der 16. Schwangerschaftswoche mit solchen der 21. Schwangerschaftswoche.

Wie deutlich zu sehen ist, ergaben sich keine Unterschiede.

Dieses Ergebnis konnte auch für alle Messungen im Zeitraum von der 13. bis zur 21. Schwangerschaftswoche bestätigt werden.

Voraussetzung für diese Art des Vergleichs ist allerdings, daß nur identische Bewegungsphasen gegenübergestellt werden.

Es dürfen also nur bewegungsreiche mit bewegungsreichen und bewegungsarme mit bewegungsarmen Phasen verglichen werden.

Abbildung (6.7) zeigt, daß sich die Steigung der Kurven in Abhängigkeit von der Anzahl der Bewegungen pro Meßzeitraum ändert, daß also falsch positive Ergebnisse zu erwarten sind, wenn die Bewegungsphasen des Feten nicht eindeutig zu identifizieren sind.

6.3 Diskussion und Zusammenfassung.

Dauer der Einzelbewegung:

REINOLD beschrieb in seinen Arbeiten (z.B. /18/) anhand der Interpretation schneller B - Bilder zwei Arten von Bewegungen:

1. Eine rasche Bewegung, die mit einem energischen Impuls beginnt und langsam wieder abklingt.
2. Eine träge Bewegung, die oft nur Teile des Körpers erfaßt. Er hat den Eindruck, daß in diesem Fall nur die eine oder andere Extremität erfaßt wird.

SCHILLINGER /25/ ermittelte die Dauer der fetalen Einzelbewegung mit Hilfe des time-motion - Verfahrens

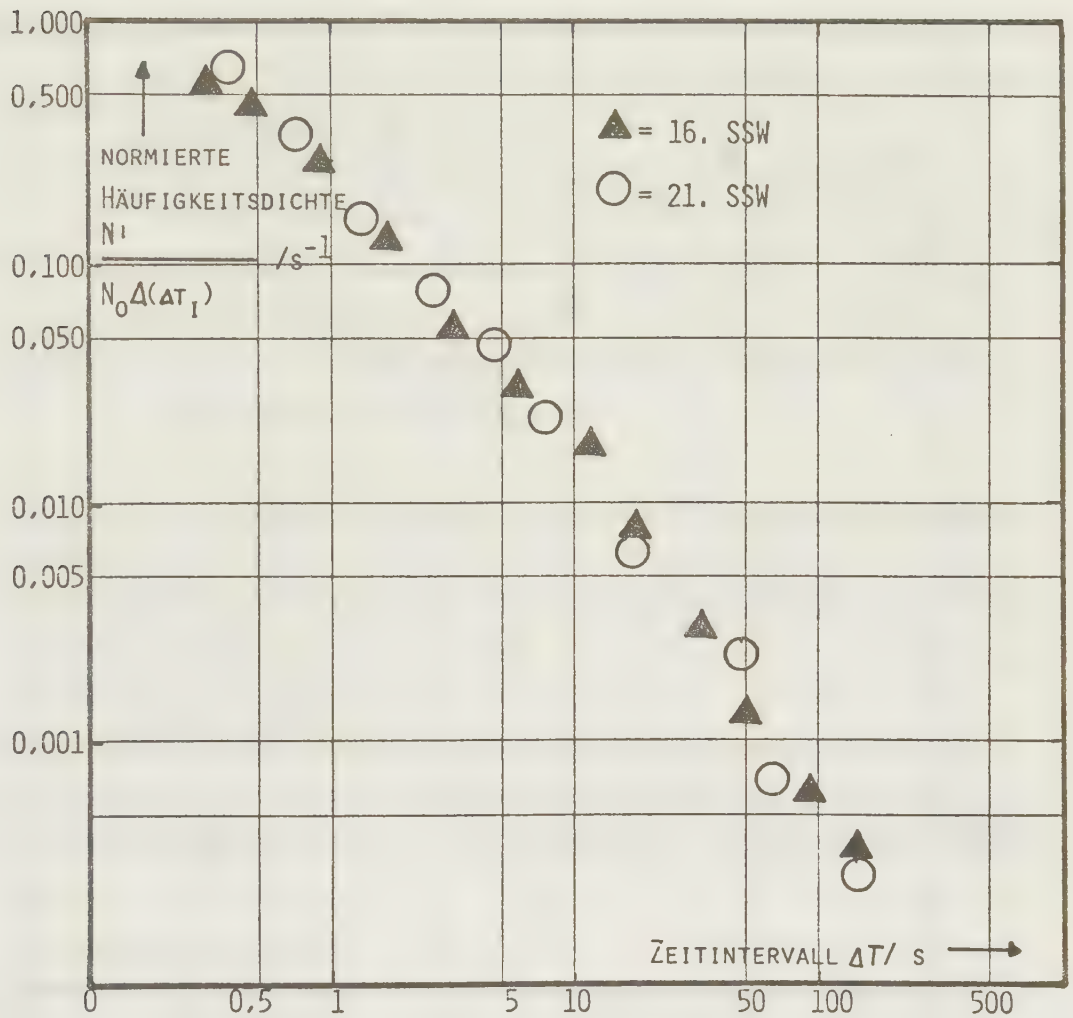


Abb. 6.6: Häufigkeitsverteilungen in der 16. und 21. Schwangerschaftswoche.

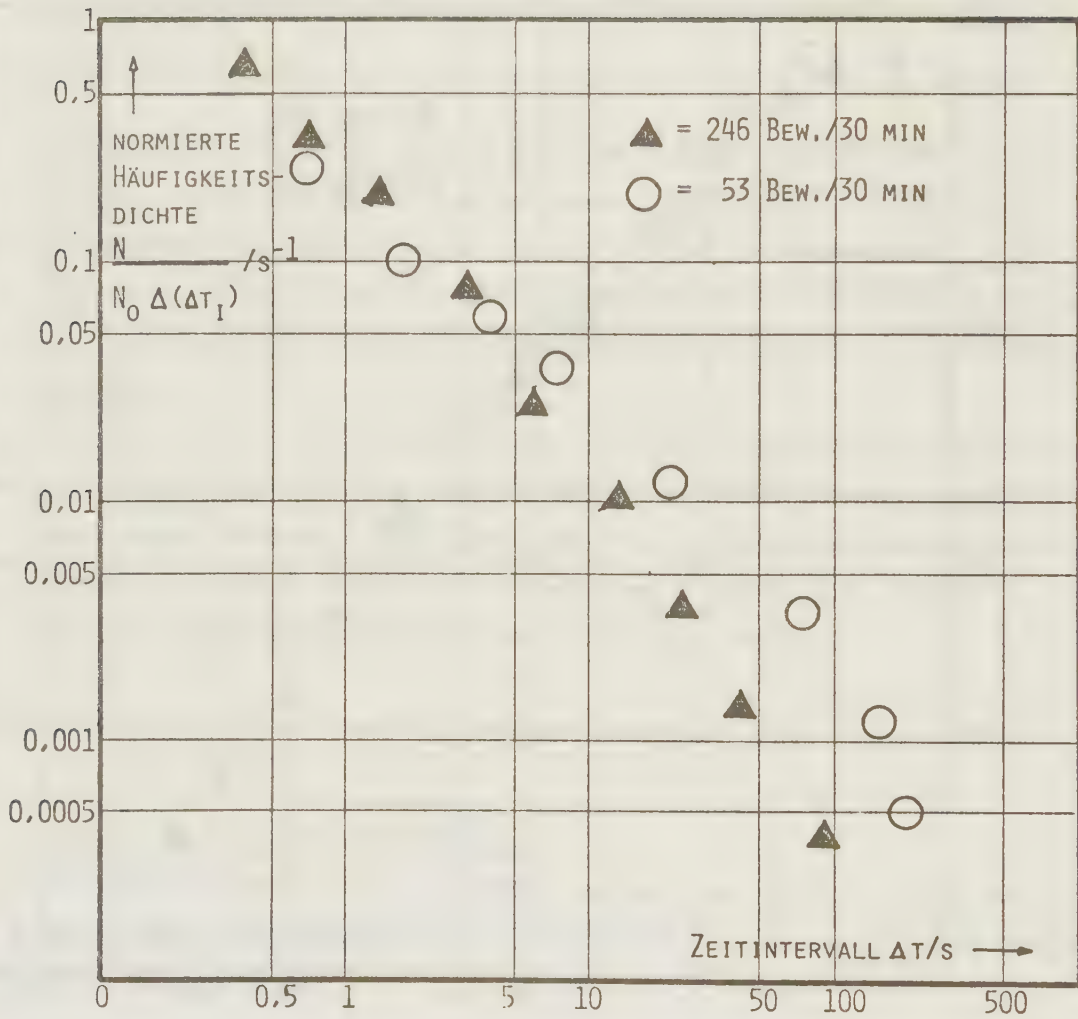


Abb. 6.7: Verschiedene Häufigkeitsverteilungen in der 16. Schwangerschaftswoche.

aus dem A - Bild.

Er untersuchte Graviditäten der 9. bis 14. Schwangerschaftswoche mit Beobachtungszeiträumen von 2 - 3 Minuten. Er unterschied dabei drei Typen von Bewegungen:

Typ I: Kurzfristige Auslenkungen von etwa 0,5 s bis 1,5 s Dauer. Diese Zuckungen traten solitär auf, stellten sich jedoch auch serienmäßig im Sinne eines Crescendoeffektes dar.

Typ II: Zittrige Exkursionen des Thorax bis zu 10,0 s Dauer. Dabei waren jedoch bei größeren Embryonen Extremitätenzuckungen von 0,33 s bis 0,50 s Dauer erkennbar.

Typ III: Serien von Körperzuckungen unterschiedlicher Abstände und Amplitude.

Bei unserer Methode wurden mit dem Dopplersignal Bewegungszeiten von 0,10 s bis 1,20 s gemessen.

In diesen Bereich fallen die von SCHILLINGER unter Typ I beschriebenen Bewegungen und die unter Typ II erwähnten Extremitätenzuckungen.

Außerdem stimmt die Beobachtung mit den von REINOLD beschriebenen raschen Bewegungen überein, bzw. den Extremitätenbewegungen bei REINOLD's tragem Bewegungstyp.

Bewegungsdauern bis zu 10,0 s konnten wir nicht beobachten; vielleicht sind diese Bewegungen so langsam, daß sie außerhalb des Auflösungsvermögens unserer Registriereinrichtung liegen.

Langzeituntersuchungen:

REINOLD /18/ und SCHILLINGER /25/ beschrieben in ihren Arbeiten komplexe Bewegungsmuster.

SCHILLINGER spricht von einem Crescendoeffekt, das heißt, daß eine fetale Bewegung die nächste induziert.

REINOLD hat beobachtet, daß "Schlafphasen" des Feten auftraten und daß der Fet nach äußerem Reiz (Lageänderung) erneut zu energischem Bewegungsverhalten angeregt wurde.

Wir konnten in der Langzeitbeobachtung eine große Bewegungsaktivität des Feten nach Lageänderung (Hinlegen der Mutter) zu Beginn einer Untersuchung sehen. Ebenfalls konnten wir Phasen mit eingeschränkter bzw. aufgehobener Bewegungsaktivität des Feten registrieren.

In Übereinstimmung mit SCHILLINGER steht die Beobachtung, daß komplexe Bewegungsmuster mit sehr großen Bewegungshäufigkeiten pro Beobachtungszeitraum auftraten, die sich allmählich im Sinne eines Crescendoeffektes entwickelten.

HALLER /23/ stellt in seinen Arbeiten Bewegungsfrequenzen dar.

Er beobachtet in der 20. Schwangerschaftswoche im Mittel 19 ± 11 Fetalbewegungen pro fünf Minuten.

Bei unseren Beobachtungen lag die Anzahl der Bewegungsimpulse pro fünf Minuten im Mittel zwischen 60 und 120. Dieses Ergebnis konnte in allen Langzeituntersuchungen bestätigt werden.

Vergleich verschiedener Schwangerschaftsalter:

HALLER /23/ verglich bei seinen Untersuchungen die Bewegungshäufigkeiten des Feten in verschiedenen Schwangerschaftswochen.

Er ermittelte für die 10. SSW 7 ± 2 Bew. 5 min^{-1} ,
für die 15. SSW 15 ± 9 Bew. 5 min^{-1} und
für die 20. SSW 19 ± 11 Bew. 5 min^{-1} .

Bei unseren Vergleichen der 16. mit der 21. Schwangerschaftswoche konnten wir keine signifikanten Unterschiede in der Bewegungshäufigkeit feststellen.

Zusammenfassung:

Mit der hier vorgestellten Methode konnten Aussagen über die zeitliche Länge einzelner fetaler Bewegungsimpulse gemacht werden.

Die Methode erlaubt es ferner, bei weitgehend automatischer Registrierung und Auswertung die fetalen Bewegungssignale sicher zu selektieren.

In Anwendung der Untersuchungsmethode konnte in einer Studie mit Langzeituntersuchungen ein phasenhaftes Verhalten der fetalen Bewegungsaktivität nachgewiesen werden. Aufgrund dieser Bewegungsphasen kann man annehmen, daß es bei nur kurzzeitigen Beobachtungen des fetalen Bewegungsverhaltens zum Beispiel im schnellen B - Bild durchaus vorkommen kann, daß während eines Zeitraums von mehr als fünf Minuten keinerlei Bewegungsaktivität des Feten zu sehen ist.

Da sich im Laufe unserer Beobachtungen bewegungslose Phasen bis zu dreißig Minuten Dauer gezeigt haben, erscheint es nicht gerechtfertigt, aus kurzzeitiger Bewegungslosigkeit des Feten auf einen pathologischen Zustand zu schließen.

Der Versuch, eine Relation zwischen Bewegungshäufigkeit und Schwangerschaftswoche herzustellen, brachte keine Ergebnisse, wenn man von der Erkenntnis ausgeht, daß nur gleichgestellte Bewegungsphasen miteinander verglichen werden dürfen.

In der Zukunft müßte die Methode an einem größerem und damit aussagekräftigerem Kollektiv gesichert werden.

Vor allem erscheint es angebracht, den Aktivitätsrhythmus des Feten in weiteren Langzeitstudien genauer zu

untersuchen und damit vielleicht Erkenntnisse zur Unterscheidung normaler und pathologischer Verhaltensweisen zu gewinnen.

Die Methode erscheint dann geeignet zur Erfassung normaler und pathologischer fetaler Verhaltensmuster, zur Beurteilung der Wirkung bestimmter Pharmaka auf den fetalen Organismus in utero und zur frühzeitigen klinischen Erfassung einer Bedrohung des fetalen Lebens.

7. Untersuchung des fetalen Bewegungsverhaltens durch eine Frequenzanalyse von Ultraschalldopplersignalen.

7.1 Methode der Auswertung.

Beim Abhören der Dopplersignale fetaler Bewegungen fallen, wie schon beschrieben, in der Frequenz unterschiedlich hohe Geräusche auf.

Da eine direkte Beziehung zwischen Frequenz und Geschwindigkeit besteht (Gl. 2.3), kann man annehmen, daß fetale Bewegungsgeräusche, die einen hohen Klangcharakter haben, auch schnelle Bewegungen repräsentieren. Umgekehrt müßten tiefe Geräusche Bewegungen mit langsamen Geschwindigkeitskomponenten entsprechen.

Weiterhin wurde mit den Langzeituntersuchungen festgestellt, daß sehr starke Schwankungen der Bewegungshäufigkeiten (Anzahl der Bewegungen pro Zeiteinheit) auftreten.

In den folgenden Kapiteln wurde versucht, einen ersten Überblick über die Zusammenhänge von Bewegungshäufigkeit und die Geschwindigkeits - Zeit - Abhängigkeit der fetalen Bewegungen zu geben.

In Kapitel (4.5) ist beschrieben, daß bei der Untersuchung der Schwebungssignale des Dopplergerätes immer Zeitabstände gemessen werden.

Diese Intervalle werden in mittlere Frequenzen umgesetzt, aus denen man die auftretenden Geschwindigkeitsanteile der fetalen Bewegung berechnet.

Schwierigkeiten ergaben sich dadurch, daß bedingt durch die kurze Bewegungsdauer und die niedrigen Frequenzen pro Schwebungssignal im Mittel etwa dreißig Nulldurchgänge für eine Bewegung registriert werden (s. Abb. 4.5).

Diese Anzahl beschränkt eine statistische Auswertung der einzelnen Bewegungen. In der augenblicklichen Phase der Untersuchungen werden deshalb nicht nur einzelne Bewegungen, sondern immer aufintegrierte Werte von mehreren Bewegungen analysiert.

7.2 Phantomversuch.

In einem Phantomversuch sollte geprüft werden, in welchen Frequenzbereichen die handelsüblichen Dopplergereäte die aufgenommenen Dopplerfrequenzen originalgetreu übertragen.

Geht man davon aus, daß bei senkrechter Schalleinwirkung auf eine bewegte Fläche die mit Gleichung (2.3) beschriebene Beziehung zwischen der Dopplerfrequenz und der Geschwindigkeit dieser Fläche besteht, so ist es mit der folgenden Versuchsanordnung möglich, diese Abhängigkeit zu überprüfen (Abb. 7.1).

Kleine Drahtnetze wurden als Reflektoren auf einem geschlossenen Gummiband befestigt. Über zwei Umlaufrollen können die Drahtnetze bewegt werden; sie haben somit die Funktion der sich bewegenden Grenzflächen.

Ein Motor, an dem die Umlaufgeschwindigkeit reguliert werden kann, treibt über einen Keilriemen das Gummiband mit den Reflektoren an.

Diese Anlage wurde in einem Wasserbecken montiert.

Das Wasserbecken wurde an den Wänden mit Schaumstoff ausgekleidet, um Mehrfachreflexionen zu vermeiden.

Der Schallkopf des Dopplergerätes wurde in Laufrichtung der Drahtnetze angebracht.

Die Drahtnetze wurden dann bei definierten Geschwindigkeiten beschallt.

Das Dopplergerät setzt die Geschwindigkeiten in Signalfrequenzen um; diese werden über die in Kapitel (4.5) beschriebene Anlage aufgezeichnet und verarbeitet.

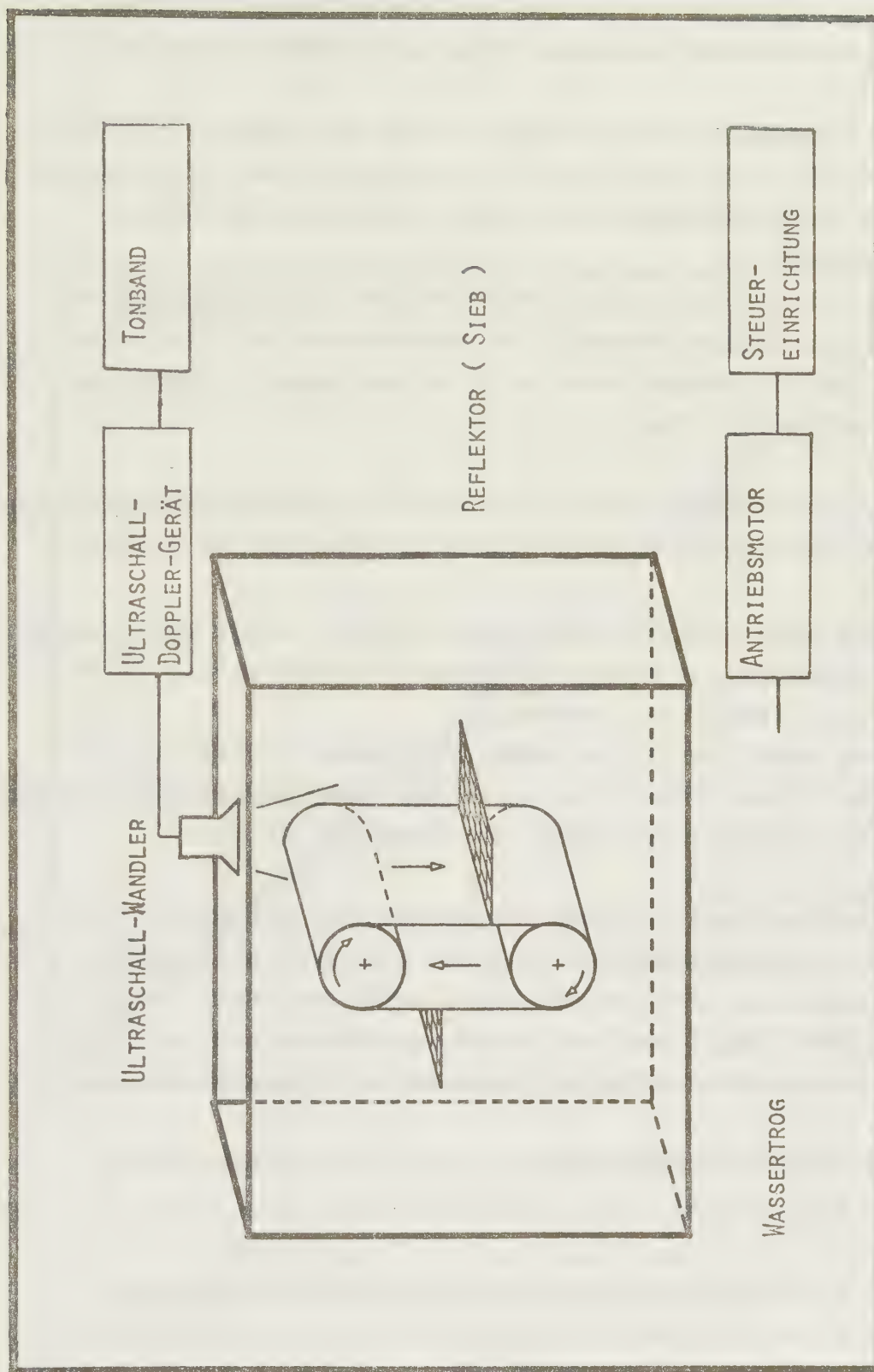


Abb. 7.1: Phantomversuch zur Messung der Abhängigkeit der Schwingungsfrequenz von der Bewegungsgeschwindigkeit.

Drei Dopplergeräte wurden auf diese Weise in einem Frequenzbereich zwischen 20Hz und 1.000Hz getestet.

Das Ergebnis des Versuches ist in Abbildung (7.2) dargestellt. Wir haben uns in der Graphik auf die Darstellung des Frequenzbereichs von 20 Hz bis 500 Hz beschränkt.

Es sind die gemessenen Dopplersignale in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit der Drahtnetze und die mathematisch - theoretische Kurve eingetragen (zugehörige Wertepaare s. Tab. 7.1).

Dieser Phantomversuch zeigt, daß die beiden handelsüblichen Geräte die Signale nicht originalgetreu übertragen:

- Das Dopplergerät der Firma SONICAID zeigt Frequenzabweichungen im Bereich kleiner als 200 Hz und im Bereich größer als 400 Hz.
- Das Gerät der Firma HEWLETT PACHARD liefert einen ähnlichen Effekt. Im niedrigen Frequenzbereich treten die Abweichungen schon bei etwa 150 Hz auf.

In beiden Geräten sind Frequenzfilter eingebaut, die die Signale, offensichtlich zur besseren akustischen Darstellung, dem menschlichen Gehör anpassen sollen. Berücksichtigt man die bisherige Verwendung solcher Geräte, muß man dies als sinnvolle Maßnahme ansehen.

Für unsere Untersuchungen sind diese Geräte jedoch nicht geeignet.

Das selbstgebaute Dopplergerät, das natürlich auch mit dieser Testanlage überprüft wurde, weicht nur gering von der "Ideallinie" ab.

Wie bereits erwähnt, wurden alle Untersuchungen, bei denen es auf Originalübertragung der Dopplersignale

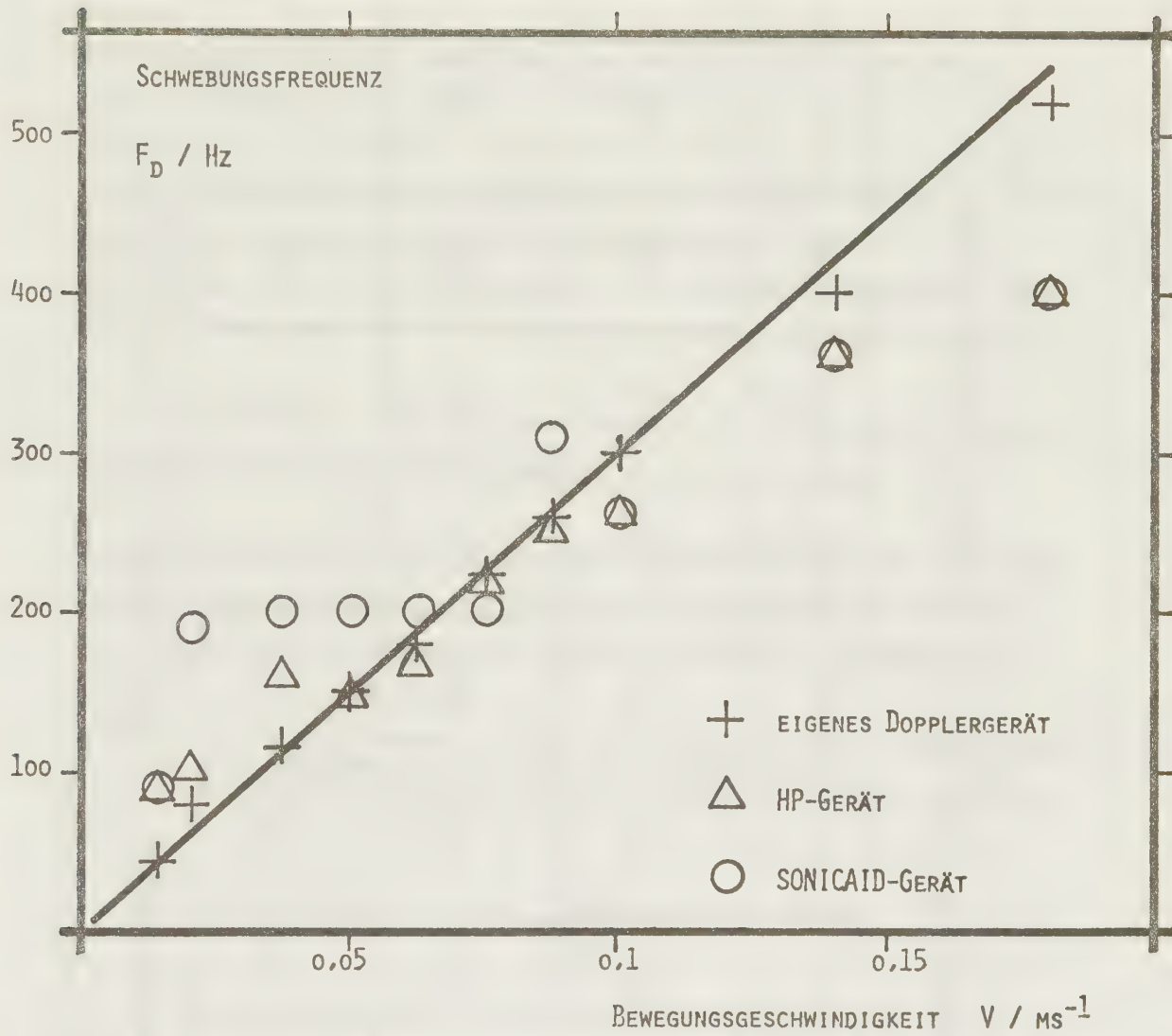


Abb. 7.2: Phantomversuch: Darstellung der Schwebungsfrequenz in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit (theoretische Abhängigkeit ausgezogen).

Abhängigkeit der Schwebungsfrequenzen von der Bewegungsgeschwindigkeit										
v_R (ms^{-1})	0,014	0,020	0,037	0,050	0,062	0,075	0,087	0,100	0,140	0,180
SONICAID										
f_D (Hz)	100	190	200	200	200	200	310	260	400	400
HP 8026 A										
f_D (Hz)	89	100	160	149	170	220	250	260	360	400
Eigenbau										
f_D (Hz)	45	80	118	150	180	225	260	300	400	520
v_R = Geschwindigkeit des Reflektors ; f_D = Frequenz des Dopplergerätes										

Tab. 7.1

ankam, mit diesem Gerät durchgeführt.

Die Funktionstüchtigkeit der Meßeinrichtung konnte so für Frequenzen $f \geq 20$ Hz gezeigt werden.

7.3 Häufigkeitsverteilungen von mittleren Frequenzen.

Die Meßanlage zur Analyse von Nulldurchgängen der Schwebungssignale fetaler Bewegungen (s. Kap. 4.5) liefert uns mittlere Frequenzen, deren Werte proportional zu den jeweiligen mittleren Geschwindigkeiten innerhalb der einzelnen fetalen Bewegungen sind.

Gleichzeitig wird die Anzahl der Einzelbewegungen mit der in Kapitel (4.4) beschriebenen Anlage mitgezählt.

Diese mittleren Frequenzen können in ihrer Häufigkeitsverteilung dargestellt werden.

Die Abbildung (7.3) zeigt das Histogramm einer Häufigkeitsverteilung, zu der die 623 Bewegungen eines Untersuchungszeitraums von dreißig Minuten aufsummiert wurden.

Diese Häufigkeitsverteilung kann durch ihren Mittelwert $\bar{f}$ und die Standardabweichung f_{σ} charakterisiert werden.

$$\bar{f} = \sum_i \frac{N_i}{N_0} \cdot f'_i \quad (7.1)$$

f'_i = Klassenmitte; N_i = Anzahl in der Klasse i ; $N_0 = \sum_i N_i$

$$f_{\sigma} = \sqrt{\sum_i \frac{N_i}{N_0} \cdot f_i'^2 - \left(\sum_i \frac{N_i}{N_0} \cdot f'_i \right)^2} \quad (7.2)$$

Die Standardabweichung stellt ein Maß für die Breite der Verteilungsfunktion dar.

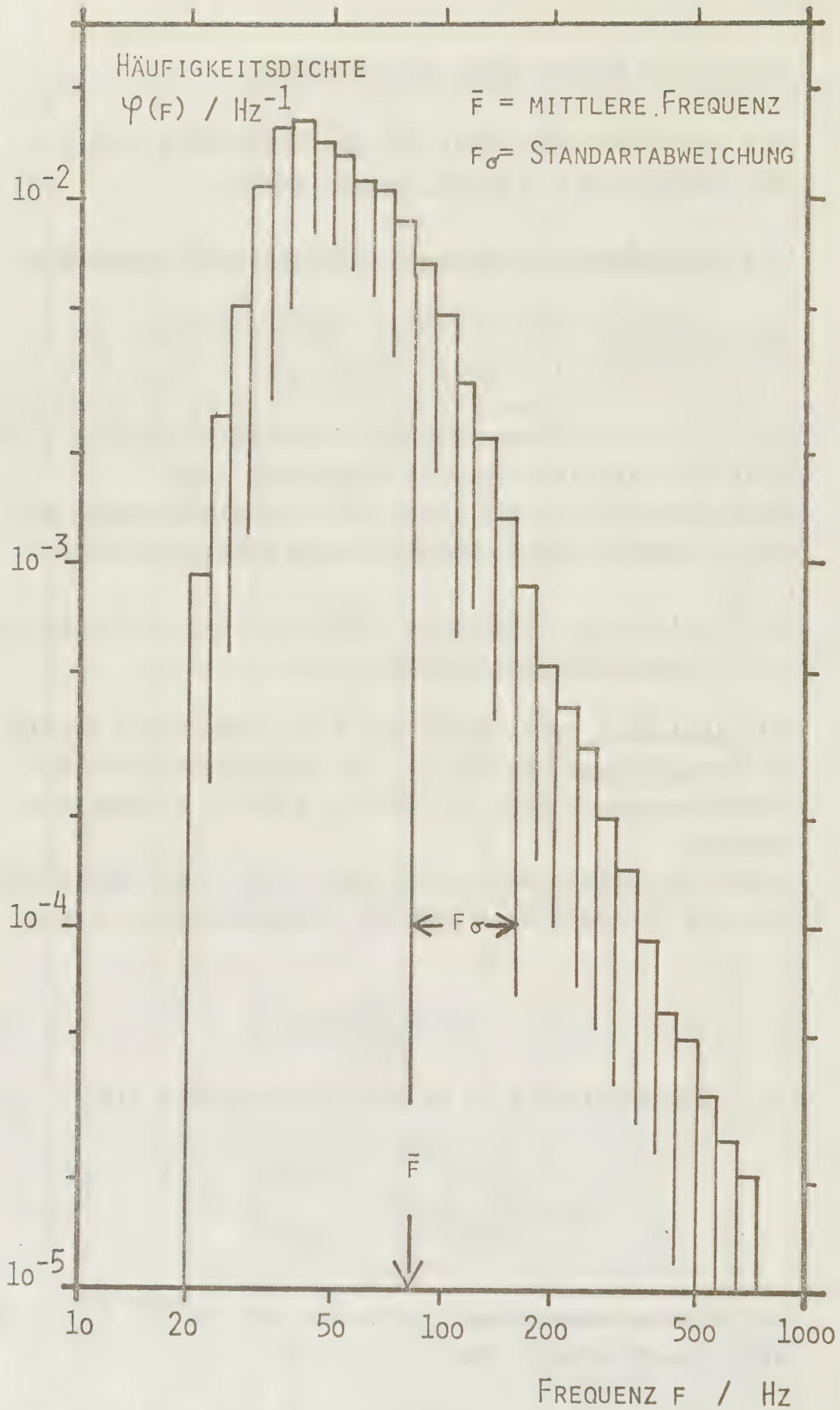


Abb. 7.3: Histogramm einer Häufigkeitsverteilung.

In der Auswertung dieser "Frequenzspektren" konnte eine obere Grenze von $f = 800 \text{ Hz}$ festgestellt werden. Dies entspricht einer Geschwindigkeit von $v = 27 \text{ cm s}^{-1}$. Die untere Grenze von $f = 20 \text{ Hz}$ (also eine Geschwindigkeit von $v = 0,68 \text{ cm s}^{-1}$) ist durch die apparative Technik vorgegeben.

7.4 Abhängigkeit von Frequenzverteilungen und Bewegungshäufigkeit.

Die in den Langzeituntersuchungen auftretenden Schwankungen der Bewegungshäufigkeit haben uns dazu veranlaßt, die einzelnen Phasen der Bewegungsaktivität näher zu untersuchen.

Eine Langzeituntersuchung der 16. Schwangerschaftswoche von dreieinhalb Stunden Länge wurde in einundzwanzig 10-min - Intervalle aufgegliedert.

Die einzelnen Zeitabschnitte wurden dann nach ihrem Schwebungsfrequenzmuster, das heißt also der im vorangehenden Kapitel dargestellten Häufigkeitsverteilung der Frequenzen, analysiert.

Wie bereits beschrieben, werden die Häufigkeitsverteilungskurven durch die mittlere Frequenz $\bar{f}$ und die Standardabweichung f_{σ} charakterisiert.

Diese beiden Parameter wurden mit der Anzahl der Bewegungen pro Zeiteinheit, das heißt der mittleren Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$, verglichen.

$$\bar{H} = \frac{n_{\text{Bew.}}}{t} / \text{min}^{-1} \quad (7.3)$$

$n_{\text{Bew.}}$ = Anzahl der Bewegungen; t = Zeit (10 min)

Es ergaben sich folgende Ergebnisse:

1. Es läßt sich keine Abhängigkeit der mittleren Frequenz $\bar{f}$ von der mittleren Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$ feststellen.

Abbildung (7.4) zeigt die Wertepaare aus der Langzeituntersuchung.

Die entsprechende Regressionsgerade ergibt einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0,08$.

2. Die Standardabweichung f_{σ} zeigt eine Verbreiterung in Abhängigkeit von der Zunahme der mittleren Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$.

Die Regressionsgerade mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,45$ ist in Abbildung (7.5) aufgetragen.

Diese Ergebnisse lassen sich an einem Beispiel verdeutlichen.

Die Frequenzhäufigkeitsverteilungen der drei bewegungsreichsten 10-min - Intervalle und die der drei bewegungsärmsten 10-min - Intervalle aus der Langzeituntersuchung wurden aufsummiert.

In Abbildung (7.6) sind die Häufigkeitsverteilungen dieser Intervalle einander gegenübergestellt.

Zur deutlicheren Darstellung des Verlaufs der Häufigkeitsdichte sind die aus den Histogrammen mathematisch errechneten Kurven eingezeichnet (berechnet nach bisher unveröffentlichten Arbeiten von WENTZ).

Man sieht, daß die Mittelwerte nur gering voneinander abweichen.

Der Mitterwert der drei bewegungsärmsten Intervalle liegt bei 47 Hz, der Mittelwert der drei bewegungsreichsten Intervalle bei 40 Hz.

Dies entspricht dem unter Punkt 1 aufgeführten Ergebnis.

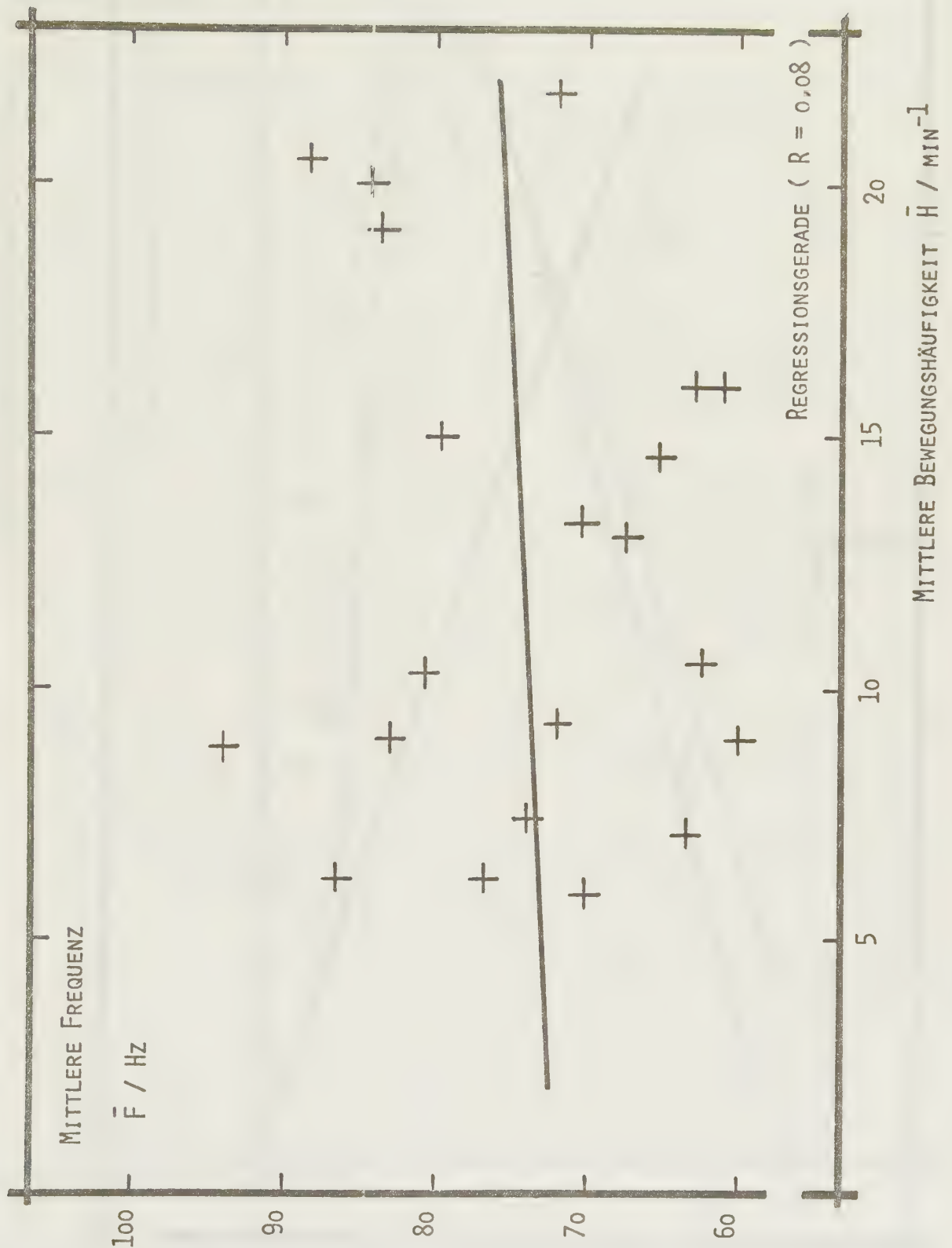


Abb. 7.4: Abhängigkeit der mittleren Frequenz $\bar{f}$ von der mittleren Bewegungshäufigkeit.

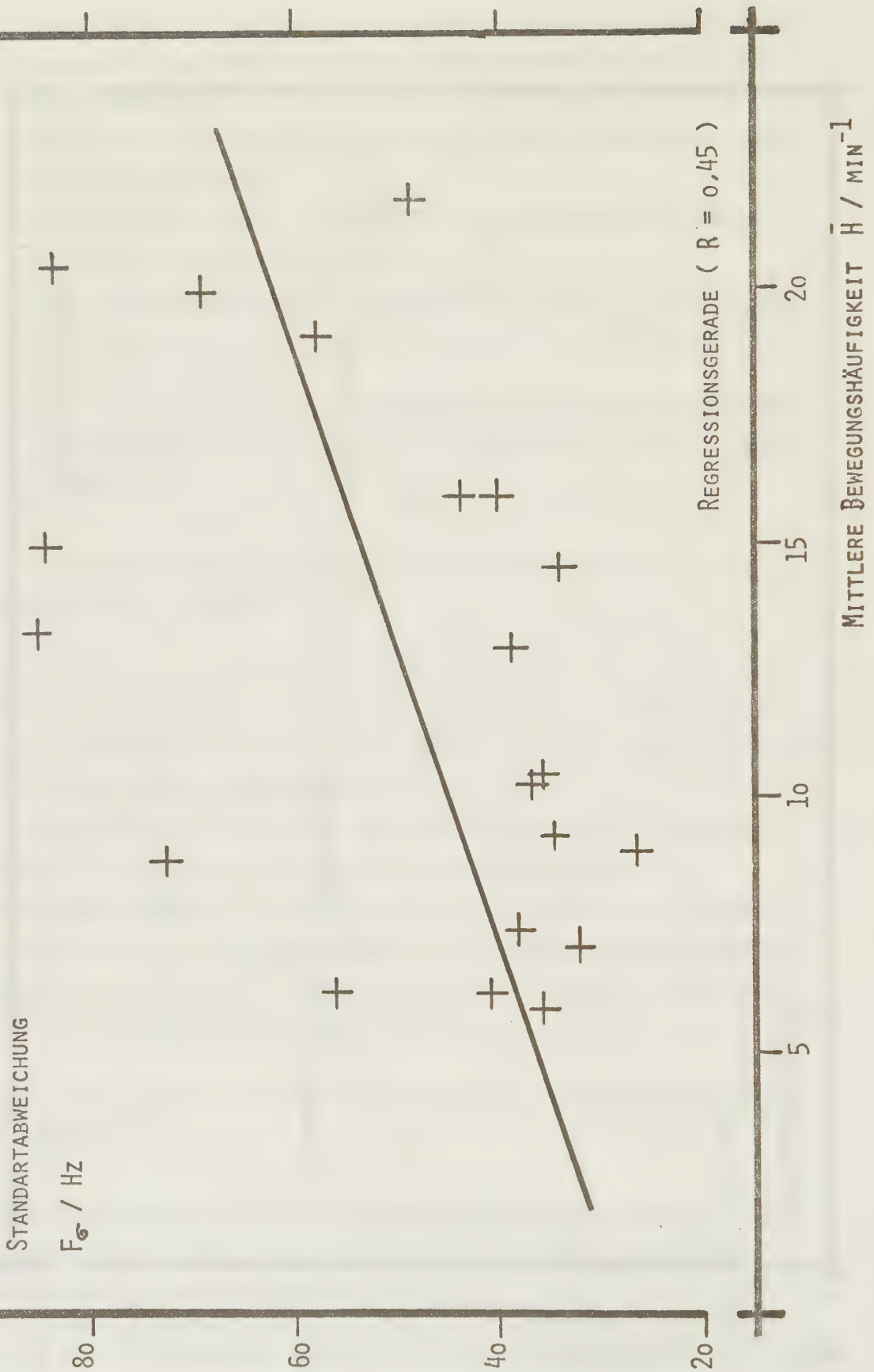


Abb. 7.5: Abhängigkeit der Standardabweichung f_G von der mittleren Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$.

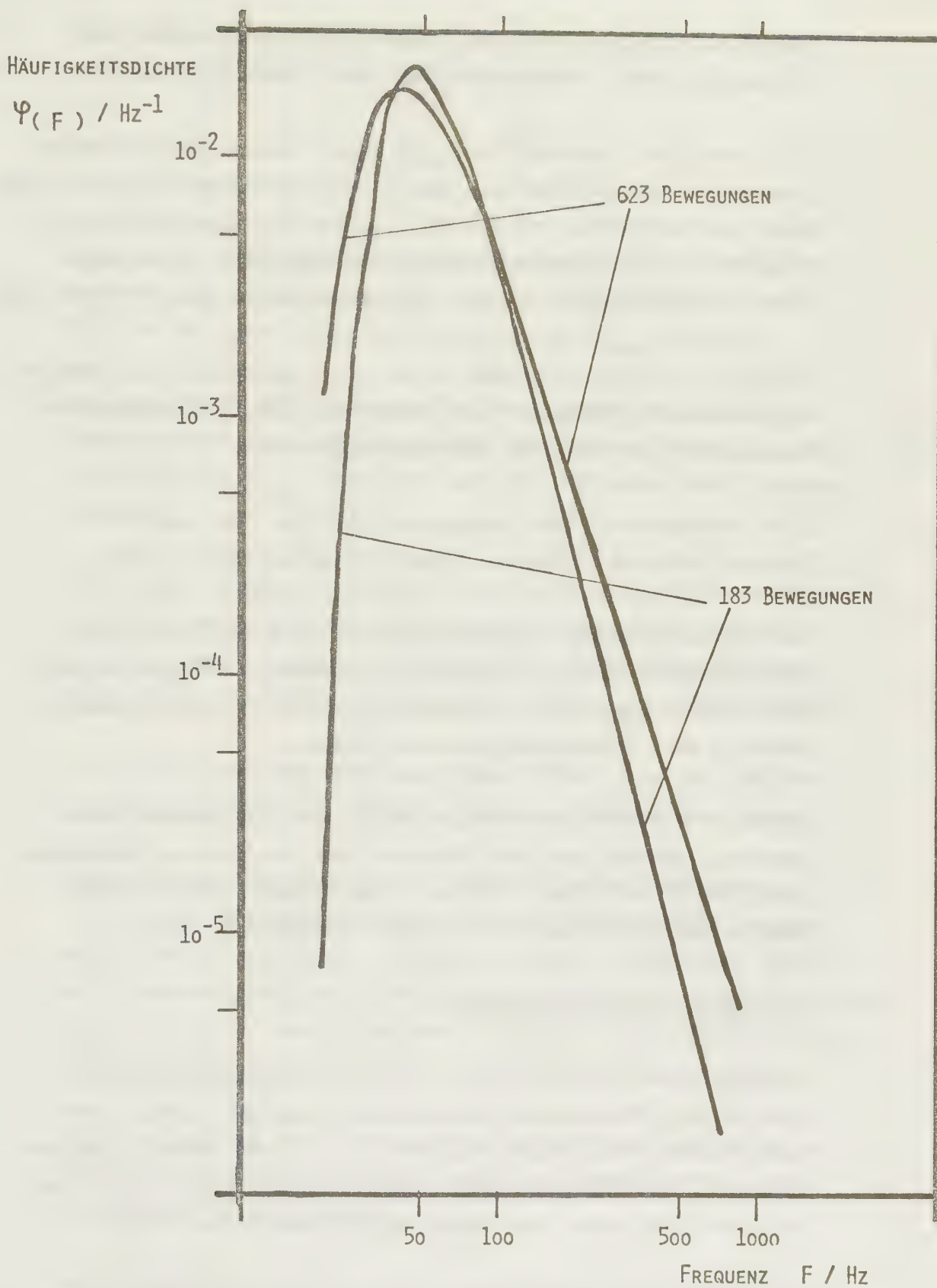


Abb. 7.6: Häufigkeitsverteilung von bewegungsreichen und bewegungsarmen Intervallen.

Die Standardabweichungen, also die Breiten der Verteilungskurven, unterscheiden sich jedoch erheblich.

Die Häufigkeitsverteilung der drei bewegungsreichsten Intervalle erreichen bei einem vorgegebenem Wert für die Häufigkeitsdichte von $\varphi = 10^{-5}$ einen Frequenzwert von $f \sim 680$ Hz, die Verteilungskurve der drei bewegungsärmsten Intervalle jedoch nur einen Wert von $f \sim 460$ Hz.

Die Kurven unterscheiden sich also erheblich im Gehalt an höheren Frequenzen und somit die zugrundeliegenden Bewegungen an höheren Geschwindigkeiten.

Dies entspricht dem Ergebnis, das für die gesamte Langzeituntersuchung in Punkt 2 aufgeführt wurde.

Das bedeutet, daß in Abhängigkeit von der mittleren Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$ nicht das gesamte Frequenzspektrum verschoben wird, sondern, daß sich die Zusammensetzung des Frequenzspektrums ändert.

Neben den niedrigen Frequenzen, also langsamen Bewegungen, treten mit der Zunahme der mittleren Bewegungshäufigkeit auch noch höhere Frequenzen, also höhere Geschwindigkeitsanteile in den Bewegungen auf.

7.5 Dauer der Bewegungen.

Nachdem sich gezeigt hat, daß die Häufigkeitsverteilungen der Frequenzen wesentlich von der Anzahl der Bewegungen, das heißt von der mittleren Bewegungshäufigkeit, abhängig zu sein scheint, trat die Frage auf, ob auch die Dauer der Bewegungen beeinflusst wird.

Aus der Anzahl der registrierten Nulldurchgänge N_0 , der mittleren Frequenz $\bar{f}$ und der Anzahl der registrierten Einzelbewegungen $n_{\text{Bew.}}$ läßt sich die mittlere

zeitliche Dauer der Einzelbewegung $\bar{t}_{\text{Bew.}}$ errechnen.

$$\bar{t}_{\text{Bew.}} = \frac{N_0}{n_{\text{Bew.}} \cdot \bar{f}} \quad (7.4)$$

Wir haben zunächst untersucht, ob sich mit der Änderung der Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$ auch eine Änderung in der mittleren Dauer der Einzelbewegung $\bar{t}_{\text{Bew.}}$ ergibt.

In Abbildung (7.7) sind die Wertepaare der mittleren Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$ und der mittleren Dauer der Einzelbewegung $\bar{t}_{\text{Bew.}}$ aus der Langzeituntersuchung eingetragen.

Die lineare Regression mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,54$ läßt darauf schließen, daß mit zunehmender Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$ auch die mittlere zeitliche Dauer der Einzelbewegung $\bar{t}_{\text{Bew.}}$ größer wird.

In einer bewegungsreichen Phase führt der Fet offensichtlich zeitlich länger dauernde Bewegungen durch.

Nachdem eine Abhängigkeit der mittleren Bewegungsdauer von der Bewegungshäufigkeit festgestellt wurde, mußte auch untersucht werden, ob und in welcher Weise ein Zusammenhang zwischen den Parametern der Histogramme, also der mittleren Frequenz und der Standardabweichung, in Bezug auf die Dauer der Einzelbewegung besteht.

Wir versuchten zu klären, ob den größeren Anteilen an schnellen Bewegungen auch zeitlich verschieden lange Bewegungen entsprechen.

In Abbildung (7.8) sind die Wertepaare für die Standardabweichung f_{σ} und die mittlere zeitliche Dauer

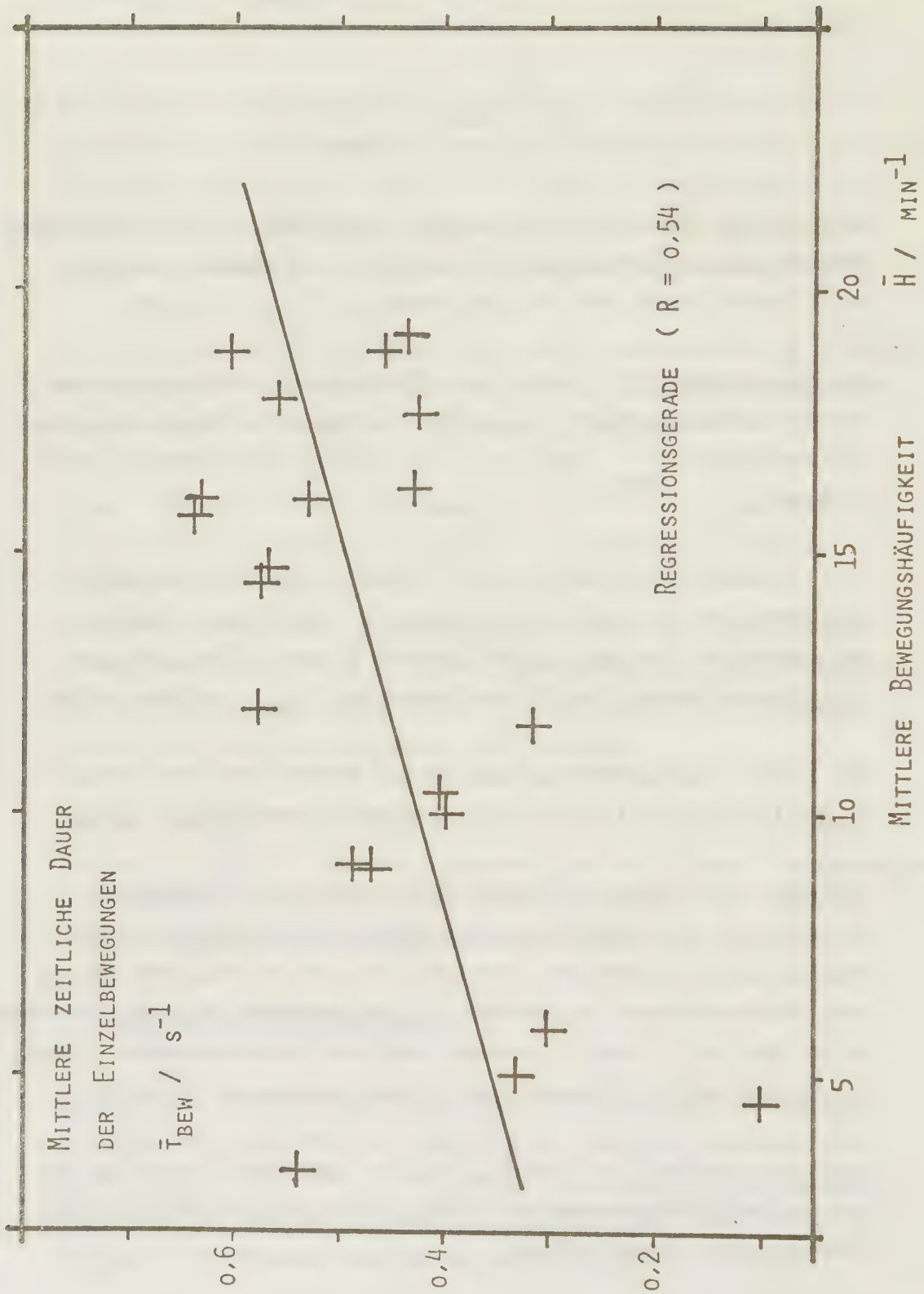


Abb. 7.7: Abhängigkeit der mittleren zeitlichen Dauer $\bar{t}_{\text{Bew.}}$ von der Bewegungshäufigkeit $\bar{H}$.

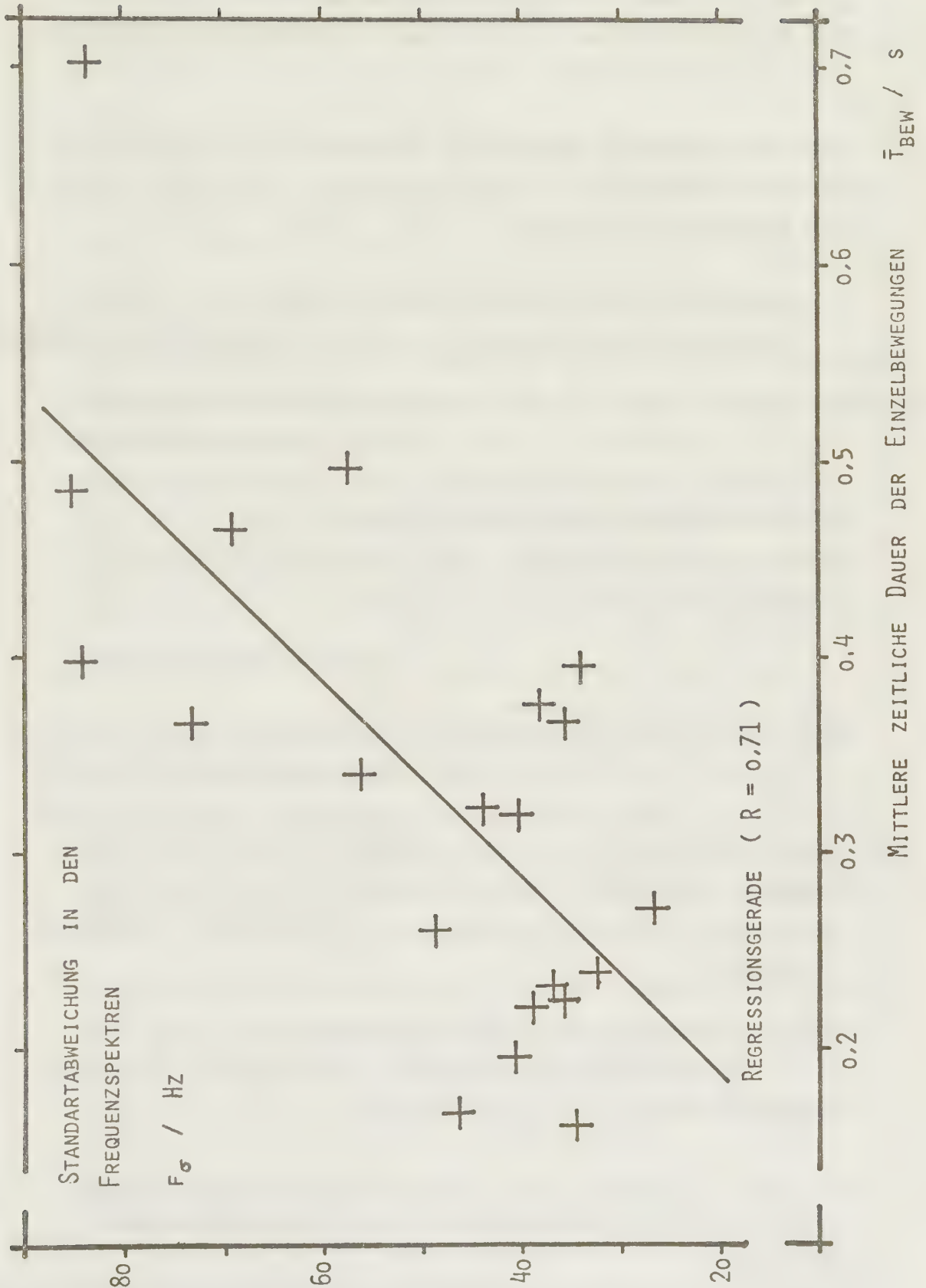


Abb. 7.8: Abhängigkeit der Standardabweichung f_σ von der mittleren zeitlichen Dauer der Einzelbewegung $\bar{t}_{\text{Bew.}}$.

der Einzelbewegung $\bar{t}_{\text{Bew.}}$ eingetragen.

Der Korrelationskoeffizient der linearen Regression ergibt einen Wert von $r = 0,71$.

Man muß also eine Zunahme an höheren Frequenzanteilen in den Bewegungen mit der Zunahme der zeitlichen Dauer der Bewegungen annehmen.

7.6 Vergleich von Schwangerschaften der 13. - 14. mit Schwangerschaften der 18. - 20. Schwangerschaftswoche.

Wie aus den Arbeiten von HENNER /24/ und SCHILLINGER /26; 27/ hervorgeht, nehmen die Bewegungsgeschwindigkeiten und die Exkursionswege der fetalen Bewegungen mit zunehmendem Schwangerschaftsalter zu.

Beide Autoren erzielten ihre Ergebnisse bei Untersuchungen über sehr kurze Zeiträume.

Wir haben bei unseren Untersuchungen die Untersuchungszeit auf dreißig Minuten ausgedehnt.

Wie aus den Ergebnissen der Langzeituntersuchungen hervorgeht (s. Kap. 6.2), können in diesem Zeitraum sowohl aktive wie auch passive Bewegungsphasen enthalten sein. Desweiteren wird mit unserer Methode nicht die Einzelbewegung beobachtet, sondern über die Gesamtzahl der in diesem Untersuchungszeitraum auftretenden Bewegungen integriert.

Untersucht wurden vier Schwangerschaften aus der 13. - 14. Schwangerschaftswoche und dreizehn Schwangerschaften aus der 18. - 20. Woche.

Mit der in Kapitel (4.5) beschriebenen Anlage wurden diese Aufnahmen hinsichtlich der Dopplerfrequenzen analysiert.

Zunächst wurde für jede Aufnahme das gemessene Frequenzhistogramm mit dem $x - t$ - Schreiber ausgeschrieben und

mit dem Vielkanal - Impulshöhen - Analysator die Anzahl der auftretenden Impulse pro Frequenzklasse registriert.

Aus diesen Verteilungen wurden die Summenkurven für die 13. - 14. und 18. - 20. Schwangerschaftswoche erstellt und auf die maximale Häufigkeit normiert.

Diese normierten Häufigkeitskurven für beide Kollektive wurden miteinander verglichen (s. Abb. 7.9).

Die Verteilungsmaxima liegen für die 13. - 14. Schwangerschaftswoche bei 40 Hz, für die 18. - 20. Schwangerschaftswoche bei 70 Hz.

Die Kurvenverläufe weichen auf der niederfrequenten Seite der Maxima nur gering voneinander ab.

Eine Interpretation dieses unterschiedlichen Flankenverlaufes ist nicht möglich, da bei 20 Hz die Grenzen der Apparatur liegen.

Der Verlauf auf der höherfrequenten Seite weist einen deutlichen Unterschied auf.

Bei den Schwangerschaften der 18. - 20. Schwangerschaftswoche nimmt der Anteil der hohen Frequenzen in den Bewegungen deutlich zu.

Dieses Abweichen vom Verlauf der Schwangerschaften aus der 13. - 14. Schwangerschaftswoche bedeutet, daß nach der Abhängigkeit von Frequenz und Geschwindigkeit, innerhalb der fetalen Bewegungen im Mittel größere Bewegungsgeschwindigkeiten erreicht werden.

Dieses Ergebnis deckt sich mit den angeführten Beobachtungen von HENNER und SCHILLINGER und ist auf Grund der höheren Ausdifferenziertheit der älteren Feten zu erwarten.

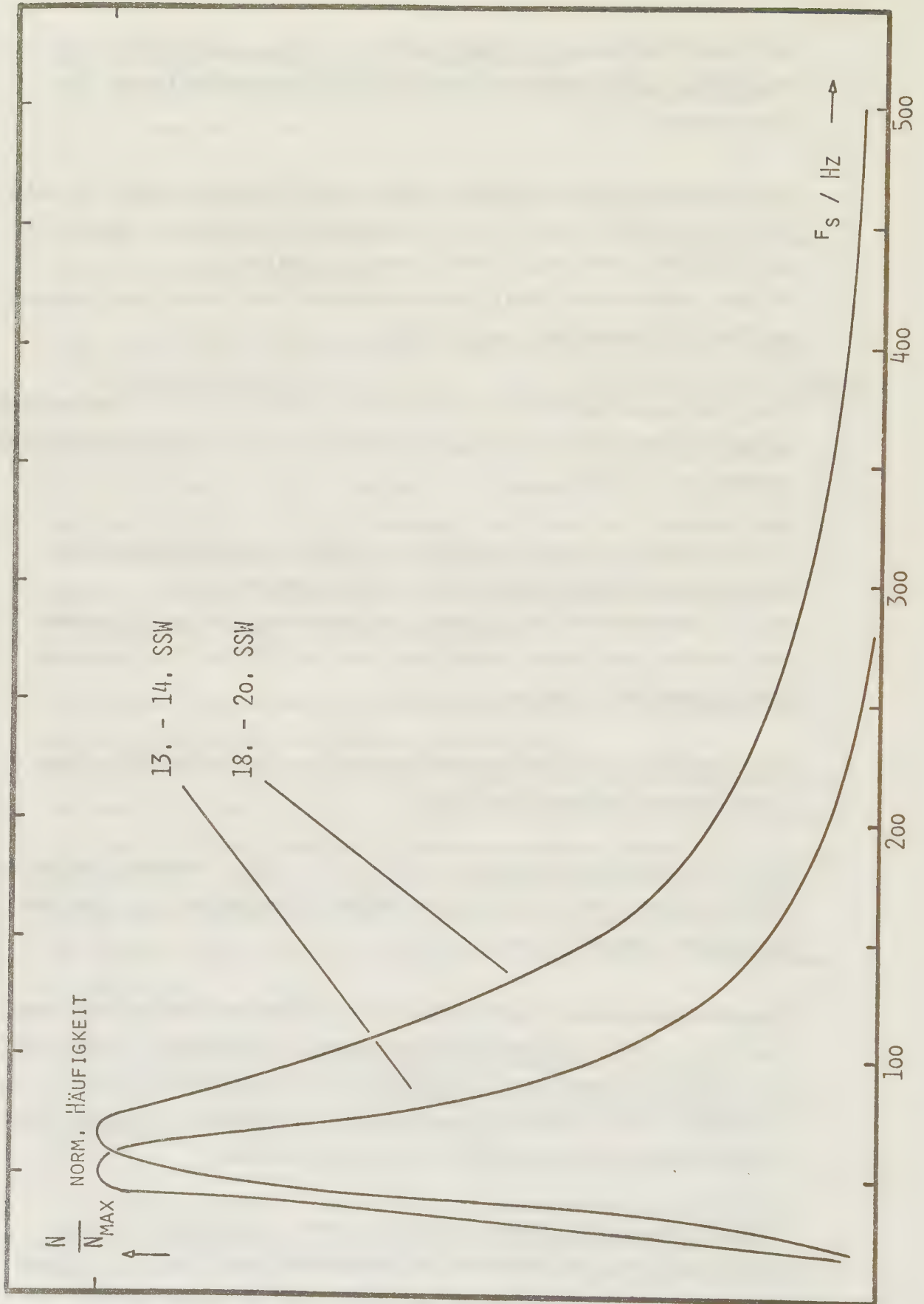


Abb. 7.9: Häufigkeitsverteilung der aus den Schwebungssignal-Nullstellen bestimmten Frequenzen.

7.7 Zusammenfassung und Diskussion.

Mit einem von uns entwickelten Phantomversuch konnten die Meßeinrichtung sowie die verwendeten Dopplergeräte auf ihre Funktionstüchtigkeit überprüft werden.

Es wurde ein Frequenzbereich von 20 Hz bis 1.000 Hz getestet.

Das vom Institut für Biophysik gebaute Gerät ergab eine hinreichend originalgetreue Übertragung der Signale (s. Kap. 7.2).

Mit der in dieser Arbeit verwendeten Untersuchungs- und Auswertungsmethode konnte gezeigt werden, daß in den untersuchten Schwangerschaften Bewegungsmomentangeschwindigkeiten bis zu $v = 27 \text{ cm s}^{-1}$ auftraten. Diese Geschwindigkeit entspricht einer Schwebungsfrequenz von $f = 800 \text{ Hz}$.

Die durch die apparative Meßtechnik bedingte Untergrenze der registrierten Schwebungsfrequenzen ist gleich $f = 20 \text{ Hz}$, was einer Bewegungsgeschwindigkeit von $v = 0,68 \text{ cm s}^{-1}$ entspricht (s. Kap. 7.3).

SCHILLINGER /27/ differenziert bei seinen Untersuchungen mit der time-motion Technik verschiedene Bewegungstypen.

Für den Bewegungstyp I beschreibt er Geschwindigkeiten von $0,8 - 2,2 \text{ cm s}^{-1}$.

Dieser Bewegungstyp wurde vermehrt bei frühen Schwangerschaften seines Kollektivs festgestellt. Mit Zunahme des Schwangerschaftsalters nahm die Häufigkeit dieses Typs ab. SCHILLINGER's Beobachtungen lagen allerdings nur Schwangerschaften der 9. - 14. Schwangerschaftswoche zugrunde. Zudem wurden nur Bewegungen untersucht, die eine Thorax-

auslenkung zur Folge hatten, während mit unserer Methode auch Extremitätenbewegungen erfaßt werden.

Diese Extremitätenbewegungen erreichen möglicherweise größere Geschwindigkeiten als die Bewegungen des ganzen Fetalles.

Weiterhin untersucht wurden die Abhängigkeit des Spektrums der registrierten Schwebungsfrequenzen von der Bewegungshäufigkeit und der zeitlichen Dauer der fetalen Bewegungen, sowie vom Schwangerschaftsalter.

Es konnte gezeigt werden, daß die fetale Bewegungshäufigkeit die Mittelwerte der Frequenzspektren nicht beeinflußt, daß sich aber die Standardabweichungen ändern (s. Kap. 7.4).

Dies könnte dahingehend gedeutet werden, daß die mittlere Geschwindigkeit der fetalen Bewegung unabhängig von der jeweiligen Bewegungshäufigkeit des Feten ist.

Dagegen existiert offensichtlich eine Abhängigkeit der "Spitzengeschwindigkeit" innerhalb der Bewegungen von der Bewegungshäufigkeit.

Je mehr Bewegungen auftreten, desto mehr Anteile an hohen Geschwindigkeiten werden registriert.

Für die Auswertung wurde jeweils über die Bewegungen innerhalb eines zugrundegelegten Beobachtungszeitintervalls summiert.

Zur weiteren Erfassung der Geschwindigkeits - Zeit - Abhängigkeit wäre es vorteilhaft, wenn Aussagen über die auftretenden Beschleunigungen in zukünftigen Auswertungen erreicht werden könnten.

SCHILLINGER /27/ und HENNER /24/ beschreiben eine Zunahme der Geschwindigkeit und der Exkursionswege mit Zunahme des Gestationsalters.

In dem Vergleich der 13. - 14. mit der 18. - 20. Schwangerschaftswoche konnte ebenfalls eine Zunahme an höheren Frequenzen, also an höheren Bewegungsgeschwindigkeiten festgestellt werden (s. Kap. 7.6).

Es wäre denkbar, daß mit dem Auftreten der höheren Geschwindigkeiten die Zunahme der Exkursionswege zu erklären ist.

Bei diesen Untersuchungen wurde keine individuell bevorzugte Bewegungsrichtung des Feten berücksichtigt. Es ist also möglich, daß die unterschiedlichen Bewegungshäufigkeiten und die verschiedenen Bewegungsgeschwindigkeiten in einem Beobachtungsintervall wenigstens teilweise aus der Änderung der fetalen Bewegungsrichtung resultieren.

Weiterhin wäre es denkbar, daß kleine Bewegungshäufigkeiten, also eine geringe Anzahl von Bewegungen, durch eine Einschränkung des Bewegungsraumes zu erklären ist.

REINOLD /18/ zeigt eine Graphik, nach der der dem Feten zur Verfügung stehende Raum mehr als das doppelte seines Körpervolumens beträgt (Abb. 7.10).

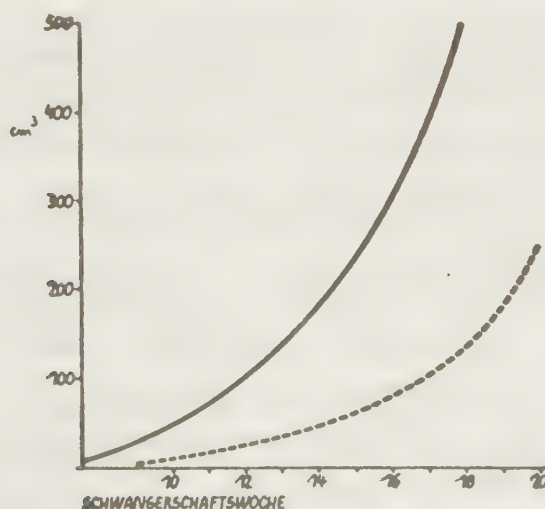


Abb. 7.10: Volumen der Amnionhöhle —, Volumen der Frucht ---; aus /18/.

Eine Behinderung der Bewegungsmöglichkeiten kann also, obwohl die Größe des Feten zur Uterusgröße nicht berücksichtigt wurde, in den von uns untersuchten Schwangerschaften ausgeschlossen werden.

Eine Einschränkung des Bewegungsraums sollte folglich für den Feten nur subjektiv bestehen ("unbequeme Lage"), indem man die Uteruslage - eventuell in Abhängigkeit von der Körperstellung der Mutter - dafür verantwortlich macht.

Bei der Beurteilung der zeitlichen Dauer der Bewegungen konnte gezeigt werden, daß sie mit der fetalen Bewegungshäufigkeit zunimmt (s. Kap. 7.5).

Aus der Untersuchung der fetalen Bewegungen kann somit folgendes Ergebnis zusammengefaßt werden:

- In Phasen mit wenigen Bewegungen treten weniger hohe Frequenzen auf und die zeitliche Dauer der Einzelbewegung ist im Mittel kürzer, also wenige langsame zeitlich kurzdauernde Bewegungen.
- In Phasen mit vielen Bewegungen treten höhere Frequenzen öfter auf und die Einzelbewegungen dauern im Mittel länger, also viele schnellere zeitlich länger dauernde Bewegungen.

Die Frage nach einem individuellem Bewegungsverhalten des Feten kann generell noch nicht beantwortet werden. Der untersuchte Fet der 16. Schwangerschaftswoche läßt aber folgende Interpretationsmöglichkeit für sein Bewegungsverhalten zu:

Bewegt sich der Fet häufig, so scheint ihm auch genügend "Energie" für weit ausladende, also zeitlich lange Bewegungen zur Verfügung zu stehen.

Er ist allgemein "lebhaft", in der Frequenzverteilungskurve kommen höhere Frequenzen vor, die hohen Geschwindigkeitsanteilen in den Bewegungen entsprechen.

8. Zusammenfassung aller Ergebnisse:

1. Die zeitliche Länge der fetalen Bewegungen liegt zwischen 0,1 Sekunden bis 1,2 Sekunden.
- 2, 95% aller fetalen Bewegungen liegen unterhalb einer Zeitdauer von 1,0 s, 97,3% unter 1,2 s und 99% bis zu einer Zeitdauer von 1,5 s.
3. Artefakte unterscheiden sich von Fetalbewegungen durch ihre zeitliche Länge.
4. 10% aller Artefakte liegen im Zeitintervall von 0,2 s bis 0,8 s, 22% von 1,0 s bis 5,0 s, 8% von 5,2 s bis 8,0 s.
5. Bei Langzeituntersuchungen sieht man in den Verteilungskurven der Fetalbewegungen bewegungsreiche - 300 Bewegungen pro 10 Minuten - und bewegungsarme Phasen - weniger als 60 Bewegungen pro 10 Minuten - .
6. Es treten bewegungslose Phasen von bis zu dreißig Minuten Dauer auf.
7. Es konnte kein Unterschied in der Bewegungsaktivität von der 13. bis zur 21. Schwangerschaftswoche festgestellt werden.
8. Die originalgetreue Signalübertragung eines vom Institut für Biophysik entwickelten Dopplergerätes konnte gezeigt werden.
9. Für Schwangerschaften zwischen der 13. und der 20. Schwangerschaftswoche konnten Bewegungsmomentangeschwindigkeiten zwischen $0,68 \text{ cm s}^{-1}$ und 27 cm s^{-1} festgestellt werden.

10. Mit zunehmender Bewegungshäufigkeit treten neben langsamen Bewegungen höhere Geschwindigkeitsanteile in den fetalen Bewegungen auf.
11. Mit der Zunahme der Bewegungshäufigkeit nimmt auch die Dauer der fetalen Bewegung zu.
12. Mit Anstieg der Dauer von fetalen Bewegungen steigen die Anteile an höheren Geschwindigkeiten in den Bewegungen an.
13. Die Anteile an hohen Geschwindigkeiten in fetalen Bewegungen nehmen mit dem Schwangerschaftsalter zu.

9. Literaturverzeichnis.

- / 1/ PREYER,W. : Spezielle Physiologie des Embryo
Gießen, Leipzig (1885)
- / 2/ YANASE,J. : Beobachtungen an menschlichen Foe-
ten.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 119
(1907)
- / 3/ SZENDI,B. : Weitere Aufklärung der Morphologie
und Biologie des schwangeren Uterus
und des Fetallebens mittels Rönt-
genuntersuchungen (Embryographie)
Arch. Gynaek. 170 (1940)
- / 4/ BAUTZMANN,H. : Fruchthüllenmotorik und Embryoki-
nese
Arch. Gynaek. 187 (1956)
- / 5/ HOOKER,D. : The prenatal origin of behavior
University of Kansas Press,
Lawrence (1952)
- / 6/ HUMPHREY,T. : Postual repetition of human pre-
natal activity - sequences with
some suggestions on their neuro-
anatomical basis
in Robinson: Brain and early be-
havior, Academic Press, London
(1970)
- / 7/ HUMPHREY,T. : Function of the nervous system
during prenatal life
in Stave: Physiology of the prena-
tal period, Appleton Century Crofts
New York (1970)
- / 8/ BARCROFT,J. : Foetal respiration and circulation
aus Parkes: Marshall's Physiology
of reproduction Vol. 2, Longmans
Green, London (1967)

- / 9/ MINKOWSKI,M. : Neurobiologische Studien am menschlichen Foetus
Abderhalden: Handb.d.biol.
Arbeitsmeth. Abt.5, Teil 5b
Urban+Schwarzenb. (1938)
- /10/ PATTEN,B. : Human Embryology
Philadelphia-Toronto: The Blakis-
tan Comp. (1948)
- /11/ HOFMANN,D. : Über die geburtshilfliche Bedeu-
HOLLÄNDER,H.-J. tung der Ultraschalldiagnostik
WEISER,P Gynaecologia 164 (1967)
- /12/ HOFMANN,D. : Die Anwendung des Ultraschall-
HOLLÄNDER,H.-J. schnittbildgerätes Vidoson in der
Gynäkologie und Geburtshilfe
Electromedia (1968)
- /13/ HINSELMANN,M. : Ultraschalldiagnostik in der
Geburtshilfe
Gynäkologe 2 (1969)
- /14/ HOFBAUER,H. : Die Bedeutung der Ultraschall-
diagnostik in der Frühschwanger-
schaft
Electromedia (1970)
- /15/ REINOLD,E. : Fetale Bewegungen in der Früh-
gravidität
Zeitschr.f.Geb.H.u.Gynäk. 174(1971)
- /16/ REINOLD,E. : Beobachtung fetaler Aktivität in
der ersten Hälfte der Gravidität
mit Ultraschall
Pädiatrie+Pädiologie (1971)
- /17/ REINOLD,E. : Beobachtungen fetaler Bewegungs-
abläufe mittels Ultraschall
Electromedia 2 (1971)
- /18/ REINOLD,E. : Aussagekraft der durch Ultraschall
beobachteten Kindsbewegungen
Perinat. Med. IV (1972)

- /19/ REINOLD,E. : Eine Möglichkeit, fetale Bewegungen zu beobachten
Wiener Klin.Wochenzeitschr.84/46
(1972)
- /20/ REINOLD,E. : Geburtshilfliche US-Diagnostik
Wiener Klin.Wochenz.schr. 84/12
(1975)
- /21/ REINOLD,E. : Ultrasonics in early pregnancy
S. Karger (1976)
- /22/ HALLER,U. : Aktive Kindsbewegungen im schnellen
u. Mitarb. B-Bild
Gynäkol.Rundschau 13/1 (1973)
- /23/ HALLER,U. : Bedeutung ultrasonographisch er-
u. Mitarb. faßter Kindsbewegungen in der
Frühschwangerschaft
Perinatale Med.,G, Thieme (1974)
- /24/ HENNER,H. : Quantifications of fetal movement
u. Mitarb. in normal and pathologic pregnancy
Ultrasonics in medicine
Excerpta medika (1975)
- /25/ SCHILLINGER,H. : Charakterisierung aktiver Kinds-
bewegungen in der Frühschwanger-
schaft durch US-(time-motion-Ver-
fahren)
Fortschr.Med. 94/27 (1976)
- /26/ SCHILLINGER,H. : Detection of heart-action and
active movements of the human
embryo by ultrasonic time
motion technique
Europ.J.obstet.gynec.reprod.biol.
6/6 Excerpta medika (1976)
- /27/ SCHILLINGER,H. : Quantitative Untersuchungen zur
embryonalen Motorik mit dem US
time-motion-Verfahren
Arch. Gynaek., Bergmann (1977)

- /28/ HOLLÄNDER,H.-J.: Die Ultraschalldiagnostik in der Schwangerschaft
Urban+Schwarzenberg, 2. Aufl. (1975)
- /29/ GERSTNER,R. : Einführung in die Ultraschall-
diagnostik
Kretz-Technik, Zipf (1971)
- /30/ KRAUSE,W. : Ultraschallbildverfahren (B-Scan)
SOLDNER,R. mit hoher Bildfrequenz für medi-
zinische Diagnostik
Electromedia 4 (1967)
- /31/ TAYLOR,K.J.W. : Current status of toxicity investi-
gations
J.clin. ultrasound 2/2 (1974)
- /32/ SUNDEN,B. : The diagnostic value of ultrasound
in obstetrics and gynecology
Acta obstet.gynec.scand.43/6 (1964)
- /33/ HILL,C.R. : The possibility of hazard in
medical in industrial applications
of ultrasound
Brit. J. Radio. 41 (1968)
- /34/ COAKLEY,W.T. : Chromosome aberations after ex-
u. Mitarb. posure to ultrasound
Brit.Med.J. 1 (1971)
- /35/ EITEL,L. : Wirkung diagnostischer Ultra-
GEYER,H. schalldosen auf biochemische
Parameter
Z.Geburtsh.Gynäkol. 173 (1970)
- /36/ BERGMANN,L. : Der Ultraschall
Hirzel (1954)
- /37/ LOCH,E.-G. : Genetische Gefährdung durch
Ultraschalldiagnostik?
Fortschr. Med. 91/2 (1973)
- /38/ MERMUT,S. : The effect of ultrasound on human
u. Mitarb. chromosomes in vitro
Obstet. gynecol. 41/1 (1973)

- /39/ ROTT,H.-D. : The effect of ultrasound on human
SOLDNER,R. chromosomes in vitro
Humangenetik 20 (1973)
- /40/ GALPERIN- : Ultrasound and mammalian DNA
LEMAITRE,H. Lancet 2 (1975)
u. Mitarb.
- /41/ PRASAD,N. : Ultrasound and mammalian DNA
u. Mitarb. Lancet I/2 (1976)
- /42/ LYON,M.F. : An investigation into the possible
SIPSON,G.M. genetic hazards of ultrasound
Brit.J.Radiol. 47 (1974)
- /43/ DUMONTIER,A.: Effects of sonication on mature rat
und Mitarb. testes
Fertility and Sterility 28/2(1977)
- /44/ SEILLER,W. : Über die Verringerung der Zellkern-
u. Mitarb. gröÙe durch Ultraschall
Acta Morphol. Med. Scand.11 (1973)
- /45/ MILLER,M.W. : Absence of mitotic reduction in
u. Mitarb. regenerating rat livers exposed to
ultrasound
J.clin. ultrasound 4/3 (1976)
- /46/ KREMKAH,F.W.: Mitotic reduction in rat livers
WITZKOWSKI,R. exposed to ultrasound
J. clin. ultrasound 2 (1974)
- /47/ OECKLER,R. : Further studies on brain tissues
u. Mitarb. response to ultrasound
Excerpta medica 363 (1975)
- /48/ SHOJI,R. : Influence of low-intensity ultra-
u. Mitarb. sonic irradiation on prenatal develop-
ment of two inbred mouse strains
Teratology 12 (1975)
- /49/ HILL,C.R. : Manual on health aspects of expose
to non-ionizising Radiation
Chapter on ultrasound
WHO ICPIER 803 (1977)

/50/ SIEGEL,E. : Attachment: A sensitive indicator
u. Mitarb. of diagnostic ultrasound exposure
for cultured human cells
Am. meeting of Radiol. Soc.
North America, Chicago (1978)

/51/ LIEBESKIND,D.: Abnormalities of DNA and the
growth pattern of animal cells
after diagnostic ultrasound
Procedings of AACR and ASCO
Abstracts, spring meeting (1978)

10. Anhang.

Aus dieser hier vorgelegten Arbeit wurden Teile bereits vorab veröffentlicht:

STEIN,W.W.; WENTZ,M.; RÜCKER,K.; HERBERTZ,D.:

Eine neue Methode zur Registrierung der fetalen Bewegungsaktivität mit der Ultraschall - Doppler - Technik
Ultraschalldiagnostik, G. Thieme (1978)

WENTZ,M.; STEIN,W.W.; HERBERTZ,D.; RÜCKER,K.:

Physikalische Probleme der Registrierung und Auswertung fetaler Bewegungsaktivitäten mit der Ultraschall - Doppler - Technik
Ultraschalldiagnostik, G. Thieme (1978)

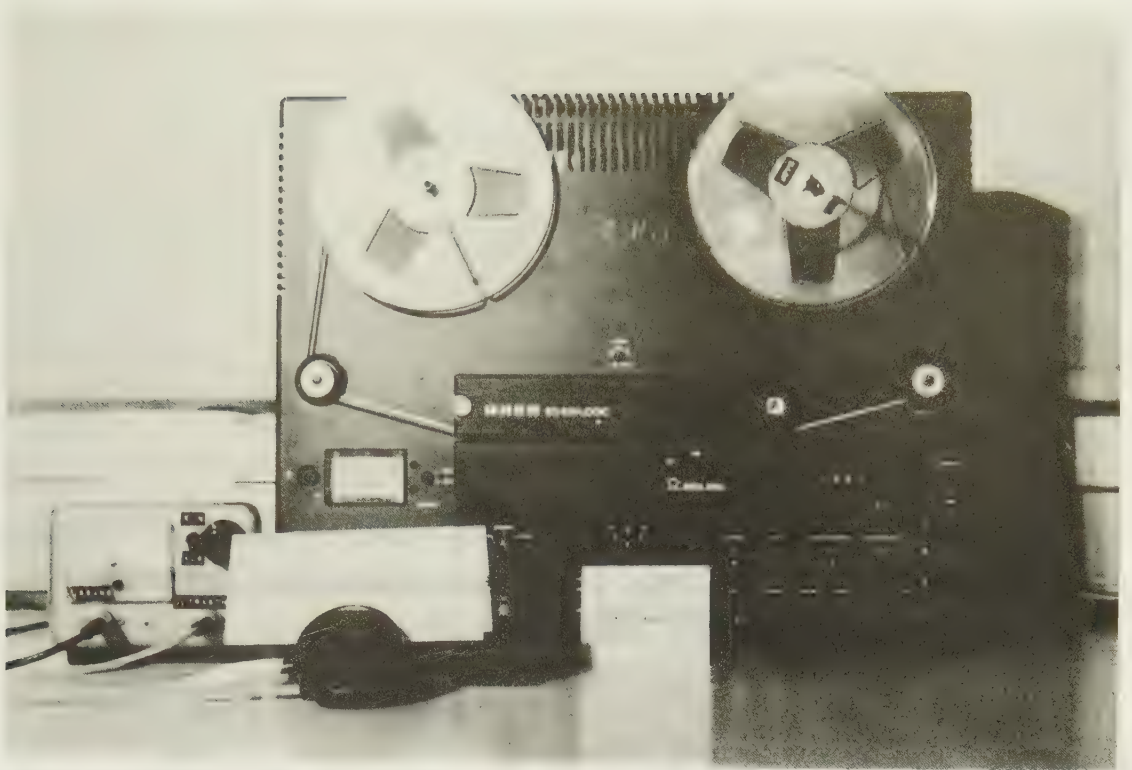
HERBERTZ,D.; RÜCKER,K.; WENTZ,M.; STEIN,W.W.:

Beobachtung des fetalen Bewegungsverhaltens mit Hilfe der Ultraschall - Doppler - Technik
Ultraschalldiagnostik, G. Thieme (1978)

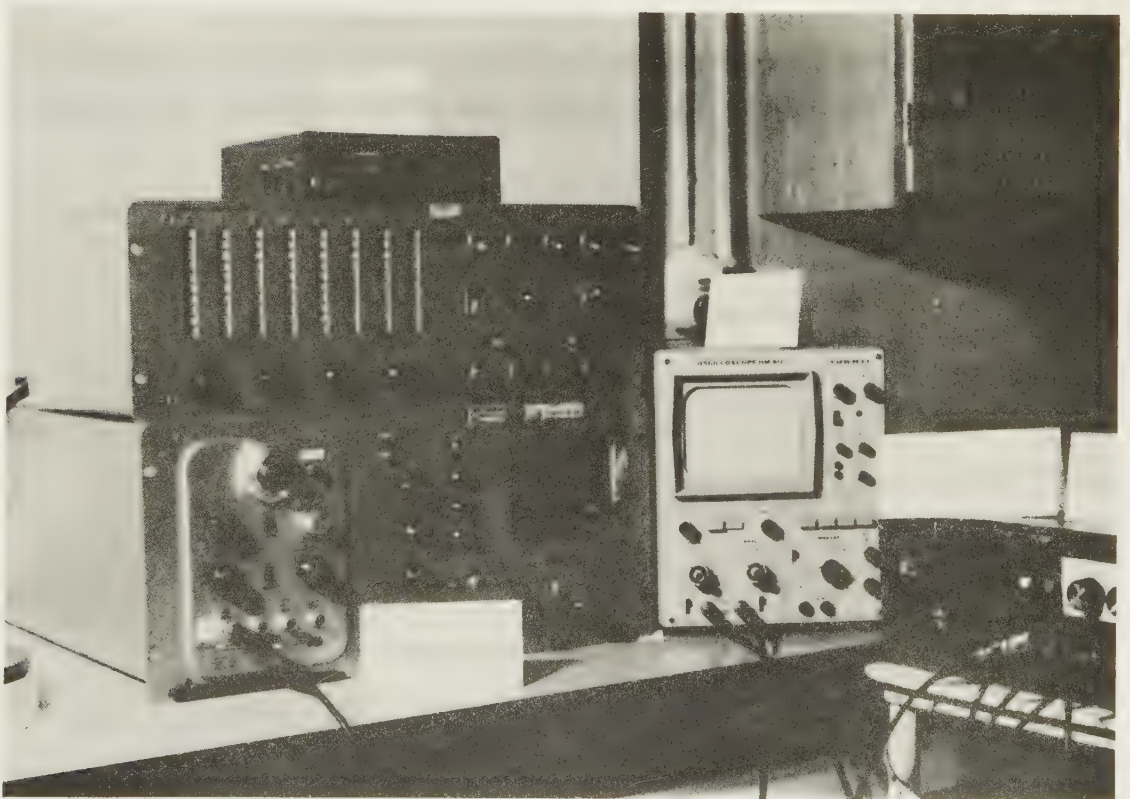
WENTZ,M.; RÜCKER,K.; STEIN,W.W.;

Untersuchung fetaler Bewegungen in der Frühschwangerschaft mit der Ultraschall - Doppler - Technik
Ultraschalldiagnostik, G. Thieme (1979)

Kongressbericht (Davos) - bisher noch nicht erschienen -



Aufnahmeapparatur mit Dopplergerät, Schallkopf und Tonband.



Auswertanlage mit Vielkanal-Impulshöhen-Analysator, Cassettenrecorder und selbstentwickelten Analysiergeräten.

Unser besonderer Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. med.
W. W. Stein und Herrn Dr. rer. nat. M. Wentz für die
Anregung zu dieser Arbeit, ihrer ständigen Beratung und
Betreuung.

Wir danken den Mitarbeitern des Instituts für Biophysik,
Herrn W. Roth und Herrn N. Viehmann, die die technischen
und elektronischen Geräte hergestellt haben.

Außerdem danken wir allen Probandinnen, die sich für
unsere Untersuchungen zur Verfügung gestellt haben.

LEBENS LAUF

Am 06. März 1952 wurde ich, Detlef Herbertz, als Sohn des Kaufmanns Heinz Herbertz und seiner Ehefrau Charlotte, geborene Schäfers, in Hilden / Rheinland geboren.

Von 1958 bis 1962 besuchte ich die Volksschule Stöcken in Solingen.

1962 wechselte ich zum Gymnasium Schwertstraße in Solingen, wo ich am 24. Mai 1971 mein Abitur am neusprachlichen Zweig bestand.

Vom 1. Oktober 1971 bis zum 31. März 1972 studierte ich an der Rheinischen Friedrich Wilhelms Universität zu Bonn im Fach Chemie.

Am 24. April 1972 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Johann Wolfgang Goethe Universität in Frankfurt/M, wo ich im April 1979 den dritten Teil des Staatsexamens bestand.

Detlef Herb. S.

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß die dem Fachbereich Humanmedizin Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

"Eine neue Methode zur Registrierung der fetalen Bewegungsaktivität mit der Ultraschall-Doppler-Technik
Teil 1: Untersuchung der Bewegungshäufigkeit und der zeitlichen Dauer von fetalen Bewegungen"

im Zentrum der Frauenheilkunde und Geburtshilfe, sowie im Zentrum für Biophysik der Universität Frankfurt/M. unter der Leitung von Herrn Professor Dr. E. Halberstadt ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt habe und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in - und ausländischen medizinischen Fakultät oder Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Frankfurt am Main, den 03. Mai 1979

W. Hef. Hef. S.

LEBENS LAUF

Am 13. Mai 1952 wurde ich, Klausjürgen Rücker, als Sohn des Landwirtschaftsberaters Willy Rücker und dessen Ehefrau Adelma, geborene Dermer, in Frankfurt am Main geboren.

Ab 1959 besuchte ich die Schillerschule in Groß - Gerau, wechselte 1963 zum Prälat - Diehl - Gymnasium über.

Dort legte ich im Sommer 1971 mein Abitur im mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig ab.

Im Herbst 1971 begann ich an der Johann Wolfgang Goethe Universität mit dem Studium der Pädagogik.

Im Sommer 1972 nahm ich dann das Studium der Humanmedizin auf.

Im Herbst 1978 legte ich den letzten Teil des Staatsexamens ab und wurde am 23. November 1978 als Arzt approbiert.

Seit Mai 1979 leiste ich als Stabsarzt meinen Grundwehrdienst bei der Bundeswehr ab.

Klausjürgen Rücker

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

" Eine neue Methode zur Registrierung der fetalen Bewegungsaktivität mit der Ultraschall-Doppler-Technik.
Teil 2: Untersuchung des fetalen Bewegungsverhaltens durch eine Frequenzanalyse von Ultraschall-dopplersignalen"

im Zentrum der Frauenheilkunde und Geburtshilfe, sowie im Institut für Biophysik der Universität Frankfurt/M. unter der Leitung von Herrn Professor Dr. E. Halberstadt ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt habe und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in - und ausländischen medizinischen Fakultät oder Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Frankfurt am Main, den 03. Mai 1979

Klaus Jürgen Rüdiger

